Aus dem Institut für Trainingswissenschaft und Sportinformatik
der Deutschen Sporthochschule Köln
Geschäftsführender Leiter: Univ.-Prof. Dr. Dr. h.c. mult. Joachim Mester

Isometrische und isoinertiale Parameter in der Kraftdiagnostik: Reliabilitätsprüfung und Evaluation von Effekten mechanischer und elektrischer Krafttrainingsreize

von der Deutschen Sporthochschule Köln
zur Erlangung des akademischen Grades

Doktorin der Sportwissenschaft

genehmigte Dissertation

vorgelegt von

Ulrike Dörmann
aus
Aachen

Köln 2010

Erster Referent: Univ.-Prof. Dr. Dr. h.c. mult. Joachim Mester
Institut für Trainingswissenschaft und Sportinformatik
Deutsche Sporthochschule Köln
Zweiter Referent: Prof. Dr. phil. Jürgen Freiwald
Arbeitsbereich Bewegungswissenschaft
Fachbereich G Sportwissenschaft
Bergische Universität Wuppertal

Vorsitzende des Promotionsausschusses: Univ.-Prof. Dr. Ilse Hartmann-Tews
Tag der mündlichen Prüfung: 24.06.2011

Eidesstattliche Versicherung:

Hierdurch versichere ich: Ich habe diese Arbeit selbständig und nur unter Benutzung der angegebenen Quellen und technischen Hilfen angefertigt; sie hat noch keiner anderen Stelle zur Prüfung vorgelegen. Wörtlich übernommene Textstellen, auch Einzelsätze oder Teile davon, sind als Zitate kenntlich gemacht worden.
Hierdurch erkläre ich, dass ich die „Leitlinien guter wissenschaftlicher Praxis“ der Deutschen Sporthochschule Köln in der aktuellen Fassung eingehalten habe.

Köln, den 16.11.2010

_____

Ulrike Dörmann

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Personen bedanken, die mich bei der Erstellung dieser Arbeit unterstützten.

Mein besonderer Dank gilt Prof. Dr. Dr. h.c. mult. J. Mester für die Bereitstellung des Themas, die Betreuung der Arbeit, die Förderung und die Zusammenarbeit in den letzten Jahren.

Dem Bundesinstitut für Sportwissenschaft danke ich für die finanzielle Förderung dieses Projekts sowie eines Nachfolgeprojekts.

Für die stetige Begleitung, Unterstützung und Förderung möchte ich mich zudem bei Dr. H. Kleinöder besonders bedanken.

Neben vielen anderen TWSlern/innen gilt ein großer Dank Sebastian Nowak und Joscha Schmithüsen, die als Diplomanden meine Arbeit tatkräftig unterstützten.

Meiner Familie und meinen Freunden danke ich für ihre ausdauernde Unterstützung und ihr großes Verständnis. Widmen möchte ich diese Arbeit meiner Mutter, die mir nach dem Tod unseres Vaters trotzdem alle Wege offengehalten hat.

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis I

Tabellenverzeichnis III

Abkürzungsverzeichnis VIII

1. Einleitung und Zielstellung 1

2. Theoretischer Hintergrund 4

2.1 Isometrische und isoinertiale Diagnostik und Parameter 4

2.1.1 Definition isometrischer Diagnostik und Parameter 8

2.1.2 Definition isoinertialer Diagnostik und Parameter 10

2.1.3 Definition und Untersuchungsmethoden Reliabilität 12

2.1.4 Forschungsstand Messmethodik 15

2.1.4.1 Messtechnik 15

2.1.4.2 Krafttraingsmaschinen 16

2.1.4.3 Versuchsdesign und -bedingungen 19

2.1.4.4 Versuchsleiter 27

2.1.4.5 Stichprobe 28

2.1.5 Forschungsstand Reliabilität 29

2.1.5.1 Statistische Verfahren 29

2.1.5.2 Kraftdiagnostische Studien 37

2.2 Mechanische und elektrische Kraftinterventionen 47

2.2.1 Allgemeine Zielstellungen und Anpassungen von Kraftinterventionen 47

2.2.2 Definition der Elektromyostimulations (EMS) - Intervention 51

2.2.3 Definition der Vibrationsintervention 54

2.2.4 Forschungsstand mechanischer und elektrischer Trainingsreize 57

2.2.4.1 Trainingsreize des Krafttrainings an Maschinen 57

2.2.4.2 Trainingsreize der Elektromyostimulation (EMS) 64

2.2.4.3 Trainingsreize der Vibration 68

2.2.5 Forschungsstand mechanischer und elektrischer Trainingseffekte 72

2.2.5.1 Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen 72

2.2.5.2 Trainingseffekte der Elektromyostimulation (EMS) 77

2.2.5.3 Trainingseffekte der Vibration 89

3. Fragestellung 94

3.1 Fragestellung abgeleitet aus dem Forschungsstand Messmethodik und Reliabilität 94

3.2 Fragtellung abgeleitet aus dem Forschungsstand mechanischer und elektrischer Trainingsreize und -effekte 97

4. Empirische Studie I: Reliabilität isometrischer und isoinertialer Parameter 101

4.1 Methodik 101

4.1.1 Probanden 101

4.1.2 Studiendesign 102

4.1.3 Diagnostik 103

4.1.3.1 Messtechnik 103

4.1.3.2 Krafttrainingsmaschinen 106

4.1.3.3 Versuchsdesign 107

4.1.3.4 Versuchsleiter 112

4.1.4 Statistik 112

4.2 Ergebnisse 114

4.2.1 Isometrische Parameter 114

4.2.2 Isoinertiale Parameter 123

4.3 Diskussion 131

5. Empirische Studie II: Mechanische und elektrische Kraftinterventionen 145

5.1 Methodik 145

5.1.1 Probanden 145

5.1.2 Studiendesign 147
5.1.3 Diagnostik 148
5.1.4 Trainingsprotokolle 149
5.1.4.1 Biofeedback 149
5.1.4.2 Krafttraining an Maschinen 151
5.1.4.3 Elektromyostimulation (EMS) 154
5.1.4.4 Vibration 158
5.1.5 Statistik 160
5.2 Ergebnisse 160
5.2.1 Isometrische und isoinertiale Parameter (Kniestreckmuskulatur) 161
5.2.2 Isometrische und isoinertiale Parameter (Kniebeugemuskulatur) 178
5.3 Diskussion 193
6. Zusammenfassung und Ausblick 216
7. Literaturverzeichnis 221
Lebenslauf 250
Abstract (Deutsch) 254
Abstract (English) 255

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1. Physiological and biomechanical factors influencing the acute expression of muscular strength 5
Abb. 2. Summary of the major fundamental concepts used in biomechanics 6
Abb. 3. Simplified model for the transduction of exercise-related skeletal muscle perturbations into structural adaptations with associated adaptational effect 50
Abb. 4. Dekodierung krafttrainingsinduzierter Anpassungen 62
Abb. 5. Darstellung der Impulsformen: Rechteck-, Sinus-, Dreieck- und Nadelimpuls 66
Abb. 6. Traditionelle Zusammenstellung von Trainingsmethoden auf unterschiedliche Zielstellungen - Krafttraining an Maschinen 73
Abb. 7. Studiendesign Test-Retest-Verfahren 102
Abb. 8. Komponente des Mehrkanalmesssystems DigiMax 104
Abb. 9. Isometrische Kraft-Zeit-Kurve 105
Abb. 10. Kraft-Zeit-Kurve und Weg-Zeit-Kurve 106
Abb. 11. Studiendesign Kraftinterventionen 147
Abb. 12. Biofeedback 150
Abb. 13. Training von geführten Bewegungen an Krafttrainingsmaschinen mit Biofeedback 150
Abb. 14. Training von ungeführten Bewegungen mit Biofeedback 151
Abb. 15. Standardisierte Einzelwiederholung - Schnellkraftgruppe 153
Abb. 16. Standardisierte Einzelwiederholung - Maximalkraftgruppe 153
Abb. 17. Standardisierte Einzelwiederholung - Hypertrophiegruppe 153
Abb. 18. Standardisierte Einzelwiederholung - Kraftausdauergruppe 153
Abb. 19. Standardisierte Einzelwiederholung - EMS-Gruppe 157
Abb. 20. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniestreckmuskulatur): F_{max} in [N] 162
Abb. 21. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniestreckmuskulatur): F_{max} in [N] 163
Abb. 22. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniestreckmuskulatur): Fmax in [N] 163
Abb. 23. Verschiebung der Kraft-Zeit-Kurve am Beispiel des Hypertrophietrainings (Kniestreckmuskulatur) 164
Abb. 24. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniestreckmuskulatur): RFD_{max} in [N/ms] 166
Abb. 25. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniestreckmuskulatur): RFD_{max} in [N/ms] 166
Abb. 26. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniestreckmuskulatur): RFD_{max} in [N/ms] 167
Abb. 27. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniestreckmuskulatur): P_{max} in [W] bei 40 % Zusatzlast 170
Abb. 28. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniestreckmuskulatur): P_{max} in [W] bei 40 % Zusatzlast 171
Abb. 29. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniestreckmuskulatur): P_{max} in [W] bei 40 % Zusatzlast 171

Abb. 30. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniestreckmuskulatur): P_{max} in [W] bei 60 % Zusatzlast 173
Abb. 31. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniestreckmuskulatur): P_{max} in [W] bei 60 % Zusatzlast 174
Abb. 32. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniestreckmuskulatur): P_{max} in [W] bei 60 % Zusatzlast 174
Abb. 33. Zuordnungen von Trainingsreizen zu ermittelten Trainingseffekten (Kniestreckmuskulatur Krafttraining an Maschinen) 176
Abb. 34. Zuordnungen von Trainingsreizen zu ermittelten Trainingseffekten (Kniestreckmuskulatur EMS und Vibration) 177
Abb. 35. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniebeugemuskulatur): F_{max} in [N] 179
Abb. 36. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniebeugemuskulatur): F_{max} in [N] 180
Abb. 37. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniebeugemuskulatur): F_{max} in [N] 180
Abb. 38. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniebeugemuskulatur): RFD_{max} in [N/ms] 182
Abb. 39. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniebeugemuskulatur): RFD_{max} in [N/ms] 182
Abb. 40. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniebeugemuskulatur): RFD_{max} in [N/ms] 183
Abb. 41. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniebeugemuskulatur): P_{max} in [W] bei 40 % Zusatzlast 186
Abb. 42. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniebeugemuskulatur): P_{max} in [W] bei 40 % Zusatzlast 187
Abb. 43. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniebeugemuskulatur): P_{max} in [W] bei 40 % Zusatzlast 187
Abb. 44. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniebeugemuskulatur): P_{max} in [W] bei 60 % Zusatzlast 189
Abb. 45. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniebeugemuskulatur): P_{max} in [W] bei 60 % Zusatzlast 190
Abb. 46. Zuordnungen von Trainingsreizen zu ermittelten Trainingseffekten (Kniebeugemuskulatur Krafttraining an Maschinen) 191
Abb. 47. Zuordnungen von Trainingsreizen zu ermittelten Trainingseffekten (Kniebeugemuskulatur EMS und Vibration) 192

Tabellenverzeichnis

Tab. 1. Merkmale einer kraftdiagnostischen Ausrichtung 6
Tab. 2. Unabhängige und abhängige Variablen in verschiedenen Formen der Kraftdiagnostik 7
Tab. 3. Messtechnische Empfehlungen für den Einsatz von Kraft- und Wegsensoren 16
Tab. 4. Merkmale von Kraft-Längen-Relationen 17
Tab. 5. Empfehlungen für die Versuchsanzahl je nach diagnostischer Ausrichtung 22
Tab. 6. Empfehlungen für das Pausendesign je nach diagnostischer Ausrichtung 23
Tab. 7. Empfehlungen für die Kontraktionsdauer bei isometrischer Kraftdiagnostik 24
Tab. 8. Empfehlungen für das Zeitintervall zur Berechnung der F_{max} 25
Tab. 9. Übersicht der statistischen Methoden zur Ermittlung relativer und absoluter Reliabilität 30
Tab. 10. The various statistical methods used in repeatability and validity studies 30
Tab. 11. Bewertungsstufen von Korrelationskoeffizienten 31
Tab. 12. Zusammenstellung von Reliabilitätsprüfungen der isometrischen Parameter F_{max} und RFD_{max} von Kraftdiagnostiken der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur 38
Tab. 13. Zusammenstellung von Reliabilitätsprüfungen isometrischer Parameter der Kraftentfaltung 39
Tab. 14. Effect of global and test-specific factors on the typical error of performance, expressed as ratio of coefficient of variation (CV) for the comparisons shown 42
Tab. 15. Mean coefficient of variation (CV) of performance for various tests and measures as a ratio (fraction or multiple) of the mean CV of mean power for constant-work tests, after controlling for athletic status, gender, duration and inter-trial time 43
Tab. 16. Zusammenstellung von Reliabilitätsprüfungen isoinertialer Parameter von Kraftdiagnostiken der Beinmuskelkette 44
Tab. 17. Empfehlungen für Pausenzeiten bezogen auf verschiedene Trainingsziele 58
Tab. 18. Empfehlungen für Regenerationszeiten bezogen auf verschiedene Trainingsziele 60
Tab. 19. Ausdifferenzierung mechano-biologischer Trainingsreize - Krafttraining an Maschinen 61
Tab. 20. Durchschnittliche Anwendung von Trainingsreizen in EMS-Interventionen 67
Tab. 21. Zusammenstellung von Trainingsreizen und -effekten isometrischer lokaler EMS 78
Tab. 22. Zusammenstellung von Trainingsreizen und -effekten isometrischer Ganzkörper EMS (untere Extremität) 81
Tab. 23. Zusammenstellung von Trainingsreizen und -effekten isometrische Ganzkörper EMS und Krafttraining an Maschinen (untere Extremität) 82
Tab. 24. Zusammenstellung von Trainingsreizen und -effekten dynamischer lokaler EMS (untere Extremität) 87
Tab. 25. Zusammenstellung von Trainingsreizen und -effekten Ganzkörpervibration (untere Extremität) 91
Tab. 26. Anthropometrische Daten der Probanden (Test-Retest) 101

Tab. 27. Messtechnische Merkmale Kraft- und Wegsensor 104
Tab. 28. Isometrische Diagnostik 108
Tab. 29. Isometrische Parameter 110
Tab. 30. Isoinertiale Diagnostik 110
Tab. 31. Isoinertiale Parameter 112
Tab. 32. Zusammenfassung der statistischen Vorgehensweise 114
Tab. 33. Leg Curl - Mittelwert, Standardabweichung und Mittelwertdifferenz Test zu Retest: Maximalkraft, relative Kraft, Maximalkraftindex und Kraft zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve in [N] 115
Tab. 34. Leg Extension - Mittelwert, Standardabweichung und Mittelwertdifferenz Test zu Retest: Maximalkraft, relative Kraft, Maximalkraftindex und Kraft zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve in [N] 115
Tab. 35. Leg Curl - Relative Reliabilität: Maximalkraft, relative Kraft, Maximalkraftindex und Kraft zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve 116
Tab. 36. Leg Extension - Relative Reliabilität: Maximalkraft, relative Kraft, Maximalkraftindex und Kraft zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve 116
Tab. 37. Leg Curl - Absolute Reliabilität: Maximalkraft, relative Kraft, Maximalkraftindex und Kraft zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve (TE in [N]) 117
Tab. 38. Leg Extension - Absolute Reliabilität: Maximalkraft, relative Kraft, Maximalkraftindex und Kraft zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve (TE in [N]) 117
Tab. 39. Leg Curl - Mittelwert, Standardabweichung und Mittelwertdifferenz Test zu Retest: „rate of force development“ (RFD) maximale und zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve in [N/s] 118
Tab. 40. Leg Extension - Mittelwert, Standardabweichung und Mittelwertdifferenz Test zu Retest: „rate of force development“ (RFD) maximale und zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve in [N/s] 118
Tab. 41. Leg Curl - Relative Reliabilität: „rate of force development“ (RFD) maximale und zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve 119
Tab. 42. Leg Extension - Relative Reliabilität: „rate of force development“ (RFD) maximale und zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve 119
Tab. 43. Leg Curl - Absolute Reliabilität: „rate of force development“ (RFD) maximale und zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve (TE in [N/s]) 120
Tab. 44. Leg Extension - Absolute Reliabilität: „rate of force development“ (RFD) maximale und zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve (TE in [N/s]) 120
Tab. 45. Leg Curl - Mittelwert, Standardabweichung und Mittelwertdifferenz Test zu Retest: Impuls zu verschiedenen Zeitabschnitten in der Kraft-Zeit-Kurve in [N*s] 121
Tab. 46. Leg Extension - Mittelwert, Standardabweichung und Mittelwertdifferenz Test zu Retest: Impuls zu verschiedenen Zeitabschnitten in der Kraft-Zeit-Kurve in [N*s] 121
Tab. 47. Leg Curl - Relative Reliabilität: Impuls zu verschiedenen Zeitabschnitten in der Kraft-Zeit-Kurve 122

Tab. 48. Leg Extension - Relative Reliabilität: Impuls zu verschiedenen Zeitabschnitten in der Kraft-Zeit-Kurve 122
Tab. 49. Leg Curl - Absolute Reliabilität: Impuls zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve (TE in [N*s]) 122
Tab. 50. Leg Extension - Absolute Reliabilität: Impuls zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve (TE in [N*s]) 123
Tab. 51. Leg Curl - Mittelwert, Standardabweichung und Mittelwertdifferenz Test zu Retest: isoinertiale Parameter 50 % Zusatzlast (F in [N]; v in [m/s]; P in [W]; RFD in [N/s]; RvD in [m/s/s]; RPD in [W/s]; Impuls in [N*s]) 124
Tab. 52. Leg Extension - Mittelwert, Standardabweichung und Mittelwertdifferenz Test zu Retest: isoinertiale Parameter 50 % Zusatzlast (F in [N]; v in [m/s]; P in [W]; RFD in [N/s]; RvD in [m/s/s]; RPD in [W/s]; Impuls in [N*s]) 124
Tab. 53. Leg Curl - Relative Reliabilität: isoinertiale Parameter 50 % Zusatzlast 125
Tab. 54. Leg Extension - Relative Reliabilität: isoinertiale Parameter 50 % Zusatzlast 125
Tab. 55. Leg Curl - Absolute Reliabilität: isoinertiale Parameter 50 % Zusatzlast (TE mit F in [N]; v in [m/s]; P in [W]; RFD in [N/s]; RvD [m/s/s]; RPD [W/s]; Impuls [N*s]) 126
Tab. 56. Leg Extension - Absolute Reliabilität: isoinertiale Parameter 50 % Zusatzlast (TE mit F in [N]; v in [m/s]; P in [W]; RFD in [N/s]; RvD in [m/s/s]; RPD in [W/s]; Impuls in [N*s]) 126
Tab. 57. Leg Curl - Mittelwert, Standardabweichung und Mittelwertdifferenz Test zu Retest: isoinertiale Parameter 75 % Zusatzlast (F in [N]; v in [m/s]; P in [W]; RFD in [N/s]; RvD in [m/s/s]; RPD in [W/s]; Impuls in[N*s]) 127
Tab. 58. Leg Extension - Mittelwert, Standardabweichung und Mittelwertdifferenz Test zu Retest: isoinertiale Parameter 75 % Zusatzlast (F in [N]; v in [m/s]; P in [W]; RFD in [N/s]; RvD in [m/s/s]; RPD in [W/s]; Impuls in [N*s]) 128
Tab. 59. Leg Curl - Relative Reliabilität: isoinertiale Parameter 75 % Zusatzlast 128
Tab. 60. Leg Extension - Relative Reliabilität: isoinertiale Parameter 75 % Zusatzlast 129
Tab. 61. Leg Curl - Absolute Reliabilität: isoinertiale Parameter 75 % Zusatzlast (TE mit F in [N]; v in [m/s]; P in [W]; RFD in [N/s]; RvD in [m/s/s]; RPD in [W/s]; Impuls in [N*s]) 130
Tab. 62. Leg Extension - Absolute Reliabilität: isoinertiale Parameter 75 % Zusatzlast (TE mit F in [N]; v in [m/s]; P in [W]; RFD in [N/s]; RvD in [m/s/s]; RPD in [W/s]; Impuls in [N*s]) 130
Tab. 63. Anthropometrische Daten der Probanden (Kraftinterventionen) 146
Tab. 64. Gruppenspezifische Trainingsreize - Krafttraining an Maschinen 152
Tab. 65. Gruppenspezifische Trainingsreize - EMS-Training 155
Tab. 66. Gruppenspezifische Trainingsreize - Vibrationstraining 159
Tab. 67. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniestreckmuskulatur): F_{max} und F zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in % 161
Tab. 68. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniestreckmuskulatur): F_{max} und F zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in % 161
Tab. 69. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniestreckmuskulatur): F_{max} und F zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in % 162

Tab. 70. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniestreckmuskulatur): RFD maximal und zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %..... 165
Tab. 71. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniestreckmuskulatur): RFD maximal und zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %..... 165
Tab. 72. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniestreckmuskulatur): RFD maximal und zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %..... 165
Tab. 73. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniestreckmuskulatur): Impulse zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %..... 168
Tab. 74. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniestreckmuskulatur): Impulse zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %..... 168
Tab. 75. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniestreckmuskulatur): Impulse zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %..... 168
Tab. 76. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniestreckmuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 40 % Zusatzlast in %..... 169
Tab. 77. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniestreckmuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 40 % Zusatzlast in %..... 169
Tab. 78. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniestreckmuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 40 % Zusatzlast in %..... 169
Tab. 79. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniestreckmuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 60 % Zusatzlast in %..... 172
Tab. 80. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniestreckmuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 60 % Zusatzlast in %..... 172
Tab. 81. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniestreckmuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 60 % Zusatzlast in %..... 173
Tab. 82. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniebeugemuskulatur): F_{max} und F zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %..... 178
Tab. 83. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniebeugemuskulatur): F_{max} und F zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %..... 178
Tab. 84. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniebeugemuskulatur): F_{max} und F zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %..... 179
Tab. 85. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniebeugemuskulatur): RFD maximal und zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %..... 181
Tab. 86. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniebeugemuskulatur): RFD maximal und zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %..... 181
Tab. 87. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniebeugemuskulatur): RFD maximal und zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %..... 181
Tab. 88. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniebeugemuskulatur): Impulse zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %..... 183
Tab. 89. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniebeugemuskulatur): Impulse zu verschiedenen Zeit-punkten [ms] in %..... 184

Tab. 90. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniebeugemuskulatur): Impulse zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %..... 184
Tab. 91. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniebeugemuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 40 % Zusatzlast in %..... 185
Tab. 92. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniebeugemuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 40 % Zusatzlast in %..... 185
Tab. 93. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniebeugemuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 40 % Zusatzlast in %..... 185
Tab. 94. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniebeugemuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 60 % Zusatzlast in %..... 188
Tab. 95. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniebeugemuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 60 % Zusatzlast in %..... 188
Tab. 96. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniebeugemuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 60 % Zusatzlast in %..... 189

Abkürzungsverzeichnis

ANOVA	Varianzanalyse
ATP	Adenosintriphosphat
CV	Coefficient of variation
CoD	Coefficient of determination
CSA	Cross-sectional area
DMS	Dehnungsmessstreifen
EKG	Elektrokardiogramm
EMS	Elektromyostimulation
F_{max}	Maximalkraft (isometrisch)
$F_{maxindex}$	Maximalkraftindex
F_{maxdyn}	Maximale konzentrische Kraft
F_{rel}	Relative Kraft
$F_{tPmaxdyn}$	Kraft zum Zeitpunkt der maximalen Leistung
GK-EMS	Ganzkörper-Elektromyostimulation
GH	Growth hormone
ICC	Intraclass correlation coefficients
IoR	Index of reliability
Kombi-EMS	Elektromyostimulation in Kombination mit Krafttraining an Maschinen
LoA	Limits of agreement
M_{max}	Maximales Moment
MVC	Maximal voluntary contraction
MW	Mittelwert
MW_{diff}	Mittelwert der individuellen Differenzen
1-RM	One-Repetition-Maximum
PCr	Kreatinphosphat
PF	Peak force
P_{max}	Isoinertiale Leistung
PPM	Pearson`s Produkt-Moment
ROM	Range of motion (Bewegungsausmaß)
RFD	Rate of force development

RPD	Rate of power development
RvD	Rate of velocity development
SEM	Standard error of measurement
SD	Standardabweichung
SD_{diff}	Standardabweichung der individuellen Differenzen
SR	Spearman Rang
TE	Typical error
t_{Fmax}	Zeitpunkt der Maximalkraft (innerhalb der Kraft-Zeit-Kurve)
TVR	Tonic vibration reflex (tonischer Vibrationsreflex)
TUT	Time under tension (Zeit unter Spannung)
v_{max}	Maximale Geschwindigkeit
V_{maxdyn}	Maximale konzentrische Geschwindigkeit
V_{tPmax}	Geschwindigkeit zum Zeitpunkt der maximalen Leistung
WBV	Whole-body vibration (Ganzkörpervibration)

1. Einleitung und Zielstellung

Für den Hochleistungssport sind typische Rahmenbedingungen enge Terminbezogenheit und hohe Trainingsumfänge bei begrenzten Leistungsreserven. So sind zur Entwicklung und Erhaltung der individuellen Bestleistung zielgerichtete Interventionen grundlegend. In Interventionen werden der Leistungsstand des Athleten im Hinblick auf Wettkampfanforderungen diagnostiziert, aus den Ergebnissen Trainingsmethoden abgeleitet und ein Training mit angepassten Regenerationszeiten durchgeführt. Dabei beruht die Zielgerichtetheit auf validen und reliablen Diagnostiken sowie einem methodischen Verständnis von Trainingsreizen und -effekten.

Im Gegensatz dazu zeigt der Forschungsstand von Kraftinterventionen, dass diese o.g. Bedingungen für den Leistungssport nicht ausreichend erfüllt sind. Es wird gefordert, die Einblicke in akute Trainingseffekte und chronische Anpassungen von Krafttraining zu verbessern, indem Trainingsreize unterschiedlicher Trainingsmethoden detailliert beschrieben und mit Diagnostiken systematisch evaluiert werden, die auf Reliabilität und Validität überprüft worden sind (Abernethy & Wilson, 2000; Kraemer, Ratamess, Fry & French, 2006).

So verbleibt trotz der Vielzahl an Untersuchungen über das Krafttraining die Problematik, dass die mechanischen Reize aus kinematischen und kinetischen Variablen (z.B. Zusatzlast, Kontraktionsdauer, Bewegungsdurchführung, Leistung, Arbeit etc.), die zu Trainingseffekten führen, weitgehend ungeklärt sind (Crewther, Cronin & Keogh, 2005). Insbesondere die typischen Trainingsreize eines Mehrsatztrainings an Krafttrainingsmaschinen oder mit Freihanteln sind vielfältigen unterschiedlichen Trainingseffekten zugeordnet (Crewther et al., 2005; Bird, Tarpenning & Marino, 2005). Zusätzlich sind die Empfehlungen zur Leistungssteigerung über die Kraft-Geschwindigkeits-Relation für eine zielgerichtete Intervention weiträumig, obwohl viele Sportarten durch extrem schnelle Bewegungsphasen mit einer hohen Leistung in kurzen Zeitintervallen charakterisiert sind (Harman, 2006). Kausale Verbindungen zwischen mechanobiologischen Konditionen des Trainings und strukturellen, neuronalen und metabolischen Effekten konnten bislang nicht geschlossen werden (Toigo & Boutellier, 2006).

Methoden wie Vibration und Elektromyostimulation (EMS), die für den Leistungssport hohe Trainingseffekte mit kurzzeitigen Interventionen bieten könnten (Müller, Löberbauer & Kruk, 2003), sehen verschiedene Arbeitsgruppen zudem in einem frühen Stadium der Entwicklung (Jordan, Norris, Smith & Herzog, 2005; Issurin, 2005; Paillard, Noe & Edeline, 2005). Sowohl positive als auch negative Trainingseffekte wurden in einer Vielzahl an Studien mit unterschiedlichsten Trainingsprotokollen ermittelt, so dass Interventionen für den Leistungssport nicht abgeleitet werden können.

Im Hinblick auf die Wichtigkeit eines geringen Messfehlers in Untersuchungen ist bemerkenswert, wie wenig über Gütekriterien kraftdiagnostischer Verfahren diskutiert wird (Atkinson & Nevill, 1998). Fehlende empirisch erhobene Teststandards, vielfältige Testprotokolle insbesondere in der dynamischen Kraftdiagnostik, eine Fülle unterschiedlicher Testequipments, sportart- und trainingsunspezifische Testanforderungen sowie Parameter limitieren die Ergebnisinterpretation vielfältiger Untersuchungen (Abernethy & Wilson, 2000; Falvo, Schilling & Weiss, 2006). Daten von Studien mit gering zuverlässigen oder ungeprüften diagnostischen Verfahren werden in der Interpretation von Interventionen berücksichtigt (Falvo et al., 2006). Zusätzlich existiert insbesondere innerhalb der sportwissenschaftlichen Forschung kein allgemein gültiger Leitfaden für methodische und statistische Vorgehensweisen bei Reliabilitätsprüfungen. Dies erscheint ausgerechnet in der Prüfung von Zuverlässigkeit überraschend und führt zu vermeintlich zuverlässigen Verfahren, die jedoch einer methodischen Hinterfragung nicht standhalten (Atkinson & Nevill, 1998; Weir, 2005).

Weiterhin sind die methodischen Beschreibungen von Kraftinterventionen nicht hinreichend, um die verwendeten Trainingsreize detailliert zu definieren. In Studien typisch aufgeführte Trainingsreize wie Zusatzlast, Wiederholungs-, Serienzahl, Pausenzeit, Trainingshäufigkeit und -periode beschreiben nach Toigo und Boutellier (2006) insuffizient die Art und Weise der Trainingsbewegung, die wesentlich zur Auslösung von Signalketten von Trainingsanpassungen beitragen.

Ziel dieser Arbeit ist, Trainingseffekte auf umfassend definierte Trainingsreize verschiedener Krafttrainingsmethoden systematisch durch reliabilitätsgeprüfte Parameter

zu evaluieren, um geforderte Einblicke in eine zielgerichtete Anwendung verschiedener Kraftinterventionen zu ermöglichen.

Hierzu sollen Trainingseffekte von mechanischen (sog. Kraftausdauer-, Maximalkraft-, Schnellkraft-, Hypertrophie- und Vibrationsmethoden) und elektrischen Krafttrainingsreizen (dynamische Ganzkörper-Elektromyostimulationsmethode) auf die Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur durch sowohl isometrische als auch isoinertiale Parameter erhoben werden (Empirische Studie II Kapitel 5). Die Trainingsreize der verschiedenen Krafttrainingsmethoden sollen in der Einzelwiederholung definiert sowie inter- und intraindividuell per Biofeedback standardisiert werden, damit sie den Ergebnissen der Kraftdiagnostik explizit zugeordnet werden können.
Vorab sollen die isometrischen und isoinertialen Parameter auf Reliabilität geprüft werden, indem ein Test-Retest-Verfahren der Kraftdiagnostik durchgeführt wird (Empirische Studie I Kapitel 4).
Kapitel 2 beschreibt den theoretischen Hintergrund und den Forschungsstand isometrischer und isoinertialer Kraftdiagnostik sowie mechanischer und elektrischer Kraftinterventionen. Die übergreifenden Fragestellungen werden in Kapitel 3 formuliert. Die Ergebnisdiskussion erfolgt jeweils am Ende der einzelnen empirischen Studien der Kapitel 4 und 5. Kapitel 6 beinhaltet eine arbeitsübergreifende Zusammenfassung und einen Ausblick.

2. Theoretischer Hintergrund

Im theoretischen Hintergrund werden die Begrifflichkeiten der Hauptthemengebiete dieser Arbeit isometrische und isoinertiale Parameter, Reliabilität sowie Kraftinterventionen definiert. Zusätzlich werden die Forschungsstände dieser Themengebiete zusammengestellt, um einerseits den Forschungsbedarf vertiefend zu begründen, anderseits ist auf Grundlage dieser Erkenntnisse der methodische Ansatz dieser Arbeit zu wählen.

So beinhaltet Kapitel 2.1 die Definitionen isometrischer und isoinertialer Diagnostik und Parameter sowie das Gütekriterium der Reliabilität. Als Hintergrundinformation wird der Forschungsstand sowohl der isometrischen und isoinertialen Messmethodik sowie der Reliabilitätsprüfung erarbeitet.
Im Kapitel 2.2 werden die allgemeinen Zielsetzungen und Anpassungen von Kraftinterventionen vorgestellt, wobei ein zusätzliches Augenmerk auf die Definition der EMS- und der Vibrationsmethode gelegt wird. Darauf aufbauend wird der Forschungsstand verwendeter Trainingsreize und erhobener Trainingseffekte bezogen auf mechanische und elektrische Interventionen an Maschinen (Krafttrainingsmaschinen), unter Vibration sowie mit EMS zusammengestellt.

2.1 Isometrische und isoinertiale Diagnostik und Parameter

Die Evaluation kraftdiagnostischer Parameter von Leistungssportlern ist von Interesse, um Effekte von Interventionen zu bestimmen, Kraft- und Leistungsniveaus zwischen Athleten oder Athletengruppen zu vergleichen, Dysbalancen zwischen Muskelgruppen oder Extremitäten festzustellen sowie Zusammenhänge mit sportartspezifischen Wettkampfleistungen zu bestimmen (Blazevich & Cannavan, 2007; Kraemer et al., 2006).

Die Abb. 1 gibt einen Überblick von physiologischen und biomechanischen Einflussfaktoren auf die akute Muskelkraft.

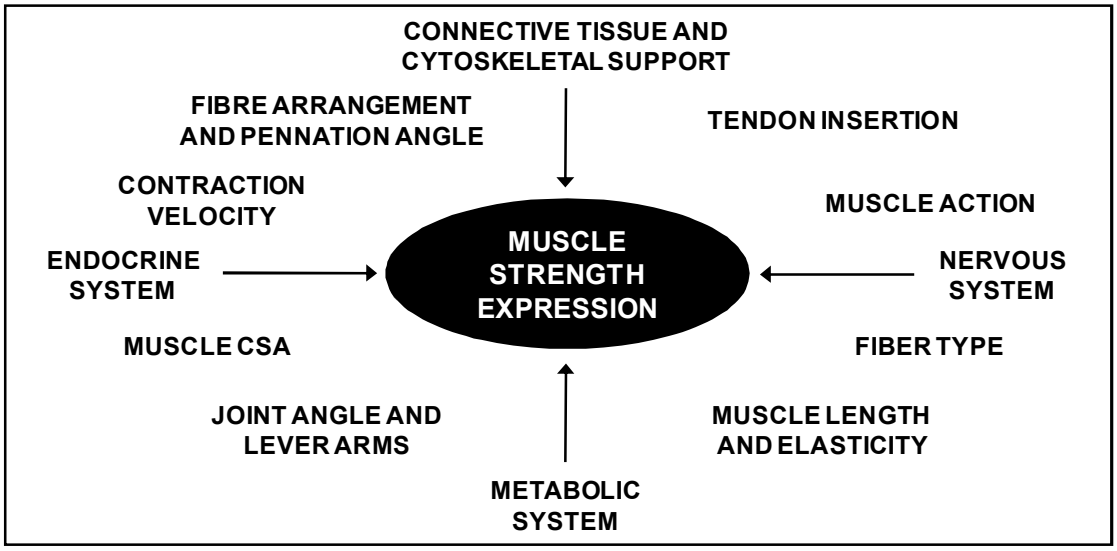


Abb. 1. Physiological and biomechanical factors influencing the acute expression of muscular strength (Kraemer et al., 2006, S. 120)

Nach Herzog (2000) bestimmen aus biomechanischer Sicht drei Hauptfaktoren muskuläre Kraft: die Muskelaktivierung (Rekrutierung und Frequenzierung), die Muskellänge und die Muskelkontraktionsgeschwindigkeit. Diese werden jedoch durch viele weitere Faktoren ergänzt u.a. Muskelquerschnitt, -fasertyp, Fiederungswinkel, metabolischer Status, Muskelsehnenansatz, Transmission durch die muskuloskelettalen Gewebe (Knochen, Knorpel, Bänder, Sehnen), Reflexauslösung, unwillkürliche Hemmung etc. (vgl. Abb. 1). Innerhalb von Bewegungen wird die Beschreibung muskulärer Kraft zudem durch die nicht lineare Interaktion der drei Hauptfaktoren komplexer, so dass die Ermittlung muskulärer Kräfte über alle Einflussfaktoren und Bedingungen bislang nicht zufriedenstellend erfüllt ist (Mester & MacIntosh, 2000).

So erfolgt die Messung muskulärer Kräfte zumeist indirekt über die klassische Betrachtung des Muskel-Sehnen-Komplexes (Enoka, 2008). Ganzheitliche Relationen, die zur Ermittlung gewöhnlich herangezogen werden, sind Kraft-Zeit- oder Kraft-Längen-Relationen und Kraft-Geschwindigkeit-, Leistung-Geschwindigkeit- oder Leistung-Kraft-Relationen.

Parameter, die diese Relationen evaluieren können, leiten sich aus biomechanischen Grundprinzipien ab (siehe Abb. 2).

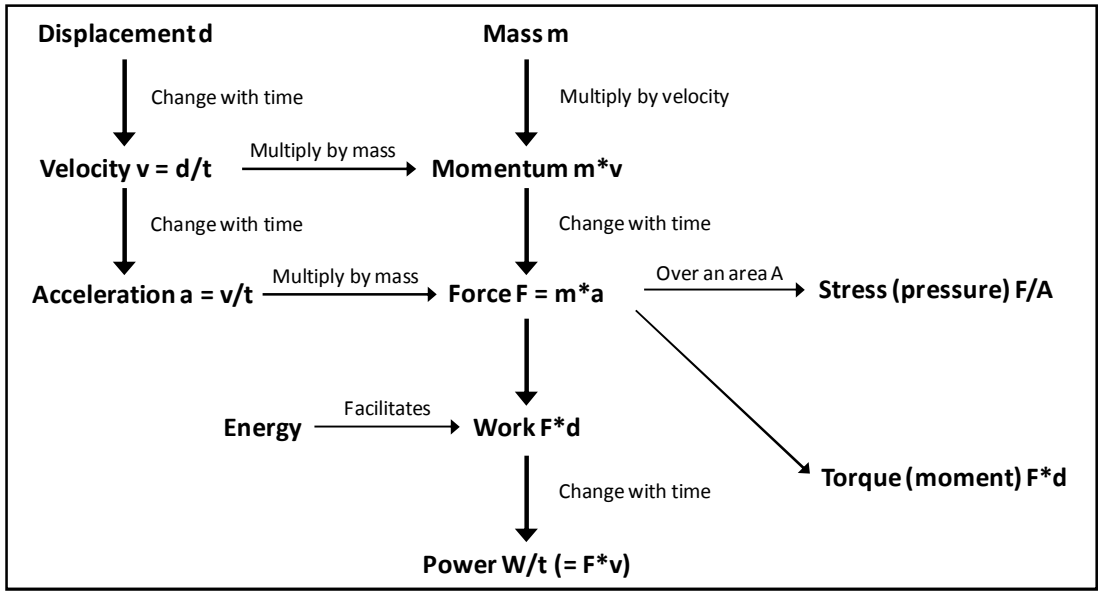


Abb. 2. Summary of the major fundamental concepts used in biomechanics (Siff, 2001, S. 119)

Die Aussagekraft dieser Parameter hängt von der messmethodischen Ausrichtung auf die trainings- oder sportartspezifische Bewegung ab. Charakteristiken wie z.B. Muskelgruppe, Kontraktionsart, -höhe, Faserrekrutierung, Bewegungsgeschwindigkeiten, Bewegungsabfolge, Gelenkwinkelstellungen und Ermüdungsgrad haben mit der diagnostischen Ausführung und Zielstellung übereinzustimmen (Siff, 2001) (siehe auch Tab. 1).

Tab. 1. Merkmale einer kraftdiagnostischen Ausrichtung (Gaul, 1996, S. 235)

Level	Description
Muscle group	Tests should involve the specific prime movers for the movement of interest and/or involved in the training or rehabilitation movement employment.
Joint angle	During strength testing, limb joint angle should be similar to what occurs within the activity, training or rehabilitation movements. This is particularly important in isometric actions. In eccentric or concentric actions, test range of motion should simulate movement closely.
Type of contraction	Tests should involve the same muscle action (isometric, concentric, eccentric) as the activity, training or rehabilitation movements.
Speed of contraction	Velocity of test movement should be similar to that of the activity movement pattern.
Movement pattern	Strength testing protocols should simulate the activity movement pattern as closely as possible, including body position (i.e., standing, sitting, supine) and number of joints involved (i.e., single- vs. multijoint movements). Most dynamometers are not arranged for multijoint movement testing, but often can be modified to do so.

Für die Parametererhebung gibt es insgesamt drei Hauptformen: isometrische, isokinetische und dynamische (isotonisch, isoinertial) kraftdiagnostische Verfahren (Blazevich & Cannavan, 2007).

Tab. 2 zeigt eine Zusammenstellung der abhängigen und unabhängigen Variablen je nach Testmodalität von isometrischen bis hin zu dynamischen Verfahren.

Tab. 2. Unabhängige und abhängige Variablen in verschiedenen Formen der Kraftdiagnostik (Wrigley & Strauss, 2000, S. 157 modifiziert nach Kraemer et al., 1990)

	Isometric	**Isokinetic (isovelocity)**	**Isoacceleration***	**Isoinertial (e.g., free weights, Iso-technologies**	**"True" isotonic** (i.e., isotorque or isoforce)**
Displacement	Independent [constant (zero)]	Dependent (measured)	Dependent (measured)	Dependent (usually unmeasured)	Dependent (can be measured)
Velocity	Independent [constant (zero)]	Independent [constant]	Dependent (measured)	Dependent (usually unmeasured)	Dependent (can be measured)
Acceleration	Independent [constant (zero)]	Independent [constant (zero)]	Independent [constant]	Dependent (usually unmeasured)	Dependent (can be measured)
Mass and moment of inertia	Independent [constant]	Independent [constant]	Independent [constant]	Independent [constant]	Independent [constant (except gravitational torque)]
Torque (or force)	Dependent (measured)	Dependent (measured)	Dependent (measured)	Dependent (usually unmeasured)	Independent [constant]
Number of dependent variables	1	2	3	4	3

*Available only on (some) isokinetic dynamometers.
** For example, constant-torque mode on isokinetic dynamometer.

Entsprechend der unterschiedlichen Verbindungen aus abhängigen und unabhängigen Variablen weisen die Messverfahren unterschiedliche Qualitäten auf, die Interaktion muskulärer, tendinöser und neuronaler Faktoren der muskulären Kraft abzubilden. Sie sollten nicht beliebig austauschbar verwendet werden (Blazevich & Cannavan, 2007).
Dem entgegengesetzt mahnen Abernethy und Wilson (2000) an, dass diese messmethodischen Merkmale nicht ausreichend beachtet werden. Beispielsweise treten Testergebnisse isometrischer und dynamischer Verfahren nicht gleichsinnig auf und leiten unterschiedliche Trainingseffekte ab. Trotzdem wurden Untersuchungen durchgeführt, in denen Effekte dynamischer Trainingsprogramme mit isometrischen Messverfahren oder umgekehrt überprüft wurden (Abernethy & Wilson, 2000; Wilson, 1994). In solchen beispielhaften Studien werden isometrische Trainingseffekte aufgezeigt, falls sie auftreten. Wahrscheinlichere dynamische Trainingseffekte werden nicht ermittelt. In anderen Studien werden isometrische Testverfahren hoch dynamischen Wettkampfleistungen zur Überprüfung zugeordnet und keinerlei Zusammenhänge festgestellt (Komi, 1984). So sind mehrdeutige Zuordnungen von Trainingseffekten auf bestimmte

Trainingsreize u.a. auf solche unsystematischen Testaufstellungen zurückzuführen (Falvo et al., 2006).

Da die Zielsetzung dieser Arbeit ist, sportartunabhängige Aussagen über verschiedene Kraftinterventionen in einer systematischen Zuordnung von Trainingsreizen und -effekten zu treffen, sind möglichst ergänzende Testqualitäten zu berücksichtigen. Die diagnostische Ausrichtung dieser Arbeit erfolgt dementsprechend auf sowohl isometrische als auch dynamische (isoinertiale) Parameter, um möglichst vielfältige abhängige Variablen in der Kraft-Zeit- und der Kraft-Geschwindigkeits-Relation ermitteln zu können.

2.1.1 Definition isometrischer Diagnostik und Parameter

Das erste standardisierte Testprotokoll wurde von Clarke (1948) entwickelt, so dass die isometrische Kraftdiagnostik eine seit über 50 Jahren etablierte Testart ist (Wilson & Murphy, 1996b; Kraemer et al., 2006; Sale, 1991; Abernethy, Wilson & Logan, 1995; Abernethy & Wilson, 2000; Wrigley & Strauss, 2000).
Die isometrische Maximalkraft wird in einer bestimmten Winkelstellung als die maximale Kraft (F_{max}) [N] oder das maximale Moment (M_{max}) [Nm] unter willentlicher Kontraktion gegen einen unüberwindlichen Widerstand gemessen (Sale, 1991). Für die Beschreibung der individuellen Kraftvoraussetzung wird die F_{max} als zentrale Basisgröße betrachtet, da sich in ihr das willkürlich aktivierbare Kraftpotential widerspiegelt (Schlumberger & Schmidtbleicher, 2000).
Wie Tab. 2 zeigt, ist die F_{max} bei isometrischer Messung die einzige abhängige Variable. Während isometrischer Muskelkontraktion verbleibt die Muskellänge konstant, keine Gelenkbewegung bzw. Winkelveränderung tritt auf und keine Arbeit wird verrichtet. Minimale Muskellängenveränderungen bei isometrischen Kontraktionen resultieren aus einer Dehnung der elastischen Komponente des Muskels (Brown & Weir, 2001; Kraemer et al., 2006).

Neben der F_{max} können aus dem Verlauf der isometrischen Kraft-Zeit-Kurve weitere isometrische Parameter erhoben werden, die insbesondere die Kraftentfaltung be-

schreiben (Wilson, 1994, S. 12; Abernethy & Wilson, 2000). Die isometrische Testdurchführung sollte hierzu nicht nur auf das Erreichen der F_{max}, sondern auch auf das möglichst schnelle Erreichen der F_{max} fokussiert werden.
Mit der "Rate of force development" (RFD) wird die Kraftentfaltung in einem bestimmten Zeitintervall durch die Steigung der Kraft-Zeit-Kurve gemessen ([N/s] oder [Nm/s]) (Sale, 1991; Andersen & Aagaard, 2006). Weitere isometrische Parameter der Kraftentfaltung, die zu frühen Zeitpunkten oder -intervallen bestimmt werden können, sind isometrische Kraftwerte (F) [N] und Impulse (p) [Ns]. Der Impuls wird nach Aagaard et al. (2001) als die Fläche unterhalb der Kraft-Zeit-Kurve in einem festgelegten Zeitintervall definiert.

Ein limitierender Faktor in vielen Sportarten ist die Fähigkeit, die Kraft schnell zu entfalten. So liegen Bodenkontaktzeiten beim Sprint zum Beispiel zwischen 80 - 100 ms und bei Weit- oder Hochsprung bei 150 ms (Wilson, 1994). Skispringer beispielsweise, deren maximale Kraftwerte gegenüber relativ untrainierten Probanden nicht überlegen sind, unterscheiden sich deutlich in der Fähigkeit, Kraft schnell zu entfalten (Komi, 1984). In Bezug auf dynamische Bewegungen erscheint die Fähigkeit der Kraftentfaltung bedeutsamer als die maximale Kraft (Viitasalo, Häkkinen & Komi, 1981; Wilson, 1994; Wilson & Murphy, 1996b).

Im Allgemeinen wird die isometrische Diagnostik mit hoher Reliabilität und niedriger Validität beurteilt (Abernethy et al., 1995).

Die Vorteile einer isometrischen Kraftdiagnostik bestehen in einer hohen Standardisierung des Versuchsablaufs und Reproduzierbarkeit der abhängigen Variable (Abernethy et al., 1995; Christ, Slaugter, Stillman, Cameron & Boileau, 1994).

Der Nachteil isometrischer Messung ist der fehlende Bezug zur sportartspezifischen Bewegung (Abernethy et al., 1995; Ashley & Weiss, 1994; Murphy, Wilson, Pryor & Newton, 1995; Brown & Weir, 2001; Wilson & Murphy, 1996b; Blazevich & Cannavan, 2007). Die Korrelation zwischen der F_{max} und der Wettkampfleistung fällt üblicherweise gering aus ($r < 0.50$) (Blazevich & Cannavan, 2007). Wilson und Murphy (1996b, Tabel-

len II und III S. 28 - 30) ergänzen, dass in isometrischen Testpositionen ausgerichtet nach sportartspezifischen Merkmalen ein Zusammenhang von r = 0.3 bis 0.6 gegeben ist. Bei unspezifischer Ausrichtung nimmt der durchschnittliche Korrelationskoeffizient zusätzlich ab.

Des Weiteren ist nach Blazevich und Cannavan (2007) die fehlende Sensibilität auf Trainingseffekte nach dynamischem Krafttraining nachteilig (vgl. auch Abernethy & Jurimae, 1996). Eine Untersuchung von Baker, Wilson und Carlyon (1994a) beispielsweise zeigt nach einem zwölfwöchigen dynamischen Maximalkrafttraining des Oberkörpers und der unteren Extremitäten von 22 Männern keine signifikante Steigerung isometrischer, aber dynamischer Kraftparameter.

Die Gründe für geringere Validität isometrischer Testverfahren sehen die Autoren in den neuronalen und mechanischen Unterschieden zur dynamischen Wettkampfleistung sowie zum dynamischen Krafttraining (Blazevich & Cannavan, 2007; Wilson & Murphy, 1996b; Baker, Wilson & Carlyon, 1994a; Wilson, 1994).

Isometrische Haltearbeit unterscheidet sich zum einen in der neuronalen Aktivierung des Muskels signifikant von dynamischer Bewegung, zum anderen werden die Mechanismen des Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus vollständig ausgeschaltet, obwohl die elastische Energie in der Muskel-Sehnen-Einheit eine entscheidende Rolle in vielen Wettkampfleistungen spielt (z.B. schnelle Richtungswechsel, Sprungwürfe etc.). Ein statisch erhobener Punkt in der „range of motion“ (ROM) ist zudem für Kraftparameter über die gesamte ROM nur eingeschränkt repräsentativ.

2.1.2 Definition isoinertialer Diagnostik und Parameter

Dynamische Testverfahren erstrecken sich von One- oder X- Repetition Maximum Tests (z.B. the maximal bench press or barbell squat test), vertikale und horizontale Squat und Countermovement Jumps (mit und ohne Zusatzlast) über Wurftests auf Weite bis hin zu Lauf-, Ergometrie-, Sprint- oder Schwimmtests (Blazevich & Cannavan, 2007; Abernethy & Wilson, 2000). Die Testart in dieser Arbeit wird auf „isoinertial speed strength assessment“ eingegrenzt. Hierin besteht die Testaufgabe, eine festge-

legte Zusatzlast mit größtmöglicher Kontraktionsgeschwindigkeit zu überwinden (Logan, Fornasiero, Abernethy & Lynch, 2000).
Der Begriff „isoinerial“ (inertia engl. Massenträgheit) beschreibt in diesem Zusammenhang die konstante äußere Zusatzlast während der Testdurchführung (vgl. Tab. 2). Er löst einerseits die Beschreibung der Testart als isotone Bewegungsform ab (isoton, isotonisch griech. gleiche Spannung), da das Stemmen von Gewichten wegen Beschleunigungs- und Abbremsphasen sowie Veränderungen der Gelenkwinkelstellung mit einer gleichbleibenden Muskelspannung nicht korrekt beschrieben wird. Andererseits bietet er eine Abgrenzung zu dem sonst weiten Feld dynamischer Kraftdiagnostiken und spiegelt viele sportliche Bewegungen, in denen konstante Massen (Körperteile, Sportgeräte etc.) beschleunigt oder abgebremst werden, wider (Tschopp, 2003).

So wird mit solchen isoinertialen Diagnostiken die muskuläre Leistungsfähigkeit „power“ (P_{max}) einer bzw. mehrerer Muskelgruppen in einer bestimmten ROM gemessen. Sie erheben neben der abhängigen Variablen Kraft zusätzlich die abhängigen Variablen Weg, Geschwindigkeit und Beschleunigung (siehe Tab. 2). Berechnet wird P_{max} [W] als Produkt aus der Kraft (F) [N] multipliziert mit der Geschwindigkeit (v) [m/s]. Sie wird auch als „peak power“ bezeichnet und ist nicht zu verwechseln mit maximaler aerober oder anaerober Leistung, die in Diagnostiken des Herzkreislaufsystems bestimmt wird (Kraemer et al., 2006).
Zusätzliche isoinertiale Parameter, die erhoben werden können, sind die Arbeit (W) [J] und die Beschleunigung (a) [m/s^2] (Sale, 1991). Weiterhin könnte eine Einführung von isoinertialen Parametern der Kraft- (RFD_{max}) [N/s], Geschwindigkeits- (RvD_{max}) [m/s/s] und Leistungsentfaltung (RPD_{max}) [W/s] eine sinnvolle Ergänzung wie in der Isometrie sein. Bisherige Anwendung fand der Parameter der RvD in einer isokinetischen Studie (Brown, Whitehurst & Findley, 2005).

Bei der Betrachtung isoinertialer Diagnostik kehren sich die Vor- und Nachteile im Vergleich zu isometrischen Messungen um. Isoinertiale Testverfahren gelten als valide aber gering reliabel (Logan et al., 2000; Abernethy & Wilson, 2000; Abernethy et al., 1995).

Die Validität begründet sich in hohen Korrelationen sowohl mit dynamischen Wettkampfleistungen als auch mit Effekten nach dynamischen Kraftinterventionen (Blazevich & Cannavan, 2007; Logan et al., 2000; Wilson, 1994; Brown & Weir, 2001). So zeigen sie die Kraft-Geschwindigkeits-Relation in kurzen Zeitintervallen, die für die Beurteilung von Interventionen und das Verständnis der Wettkampfleistung wesentlich sind (Falvo et al., 2006; Arampatzis, Knicker, Metzler & Brüggemann, 2000). Dieser Vorteil gilt insbesondere für Sportarten mit hohen Körpersegmentgeschwindigkeiten (Harman, 2006).

Eine Zusammenstellung von Blazevich und Cannavan (2007) zeigt z.B. die Korrelation zwischen Sprintfähigkeiten und unterschiedlichen isoinertialen Verfahren auf, in denen mittlere bis hohe Koeffizienten zwischen r = 0.46 - 0.86 auftreten. Dabei sind die ermittelten Zusammenhänge umso höher, je besser die Bewegungscharakteristiken des Wettkampfs in der Testaufgabe abgebildet werden. Ein Squat Jump Test mit Zusatzlast ermittelt beispielsweise die dynamische Kraft (F) zum Zeitpunkt von 100 ms. Dieser Test weist die höchsten Korrelationskoeffizienten bezüglich der 2,5 m und 10 m Sprintleistung auf, in der die Bodenkontaktzeiten der Sprinter ebenfalls bei durchschnittlich 100 ms liegen.

Die Vielfalt an Messmethoden mit unterschiedlichen Messtechniken und Durchführungsempfehlungen ist der schwerwiegendste Nachteil isoinertialer Diagnostik (Cronin & Sleivert, 2005; Logan et al., 2000). Nur wenige Daten liegen bislang über Reliabilitätsprüfungen isoinertialer Verfahren vor (Logan et al., 2000).

Testverfahren wie z.B. “Bench throw” oder “Weighted Jump Squats“ haben eine hohe Affinität zu Wettkampfleistungen, sind aber nachteilig bezogen auf die Athletensicherheit, Reliabilität und Objektivität zwischen Einzelversuchen, Athleten und Diagnostiklabors (Falvo et al., 2006; Abernethy et al., 1995).

2.1.3 Definition und Untersuchungsmethoden Reliabilität

Zur Beurteilung der Qualität diagnostischer Parameter ist grundsätzlich die Reliabilität (Zuverlässigkeit) neben der Validität (Gültigkeit) und der Objektivität eines der drei Hauptgütekriterien. Durch sie wird der Grad der Messgenauigkeit (Präzision) eines In-

struments bei wiederholter Messung desselben Individuums angegeben (Bortz & Döring, 2002; Hopkins, 2000b). Sie wird auch als Konsistenz einer Messung oder der individuellen Testleistung, als Wiederholbarkeit, als Konkordanz bzw. als Abwesenheit von Messfehlern bezeichnet (Atkinson & Nevill, 1998). So zeigt die Reliabilität eines Messinstruments, wie klein der zu einem Messwert gehörende Fehleranteil ist (Bortz & Döring, 2002). Innerhalb einer Diagnostik wird ein zu „beobachtender Wert (s_o^2)“ erhoben, der sich aus dem „wahren Wert (s_t^2)“ und einem „messbedingten Fehlerwert (s_e^2)“ zusammensetzt. Die Reliabilität ist dabei als die Proportion der Varianz des „wahren Wertes (s_t^2)“ zur der des „beobachteten Wertes (s_o^2)“ definiert, das heißt die Varianz des „wahren Wertes (s_t^2)“ geteilt durch die des „beobachteten Wertes (s_o^2)“:

$$r_{xx'} = \frac{s_t^2}{s_o^2} = \frac{(s_o^2 - s_e^2)}{s_o^2}.$$

Wenn die Varianz des „messbedingten Fehlwertes (s_e^2)“ möglichst gering ist, sind dementsprechend die beobachteten Schwankungen zwischen zwei Messungen wahr bzw. natürlich bedingt und zeigen eine hohe Reliabilität ($r_{xx'} = 1$) (Morrow, Jackson, Disch & Mood, 2005).

Als ausreichende Reliabilität gilt ein „messbedingter Fehlwert“, der den effektiven Nutzen einer Diagnostik gewährleistet. Dies wird auch als analytisches Ziel in Reliabilitätsprüfungen benannt (Atkinson & Nevill, 1998). So beinhaltet eine Reliabilitätsprüfung auch die Entscheidungsfindung über einen möglichen „messbedingten Fehler“ bezogen auf die Individuen, die Testverfahren, das Equipment, der Stichprobengröße und die relevanten Steigerungen von Trainingseffekten (Hopkins, 2000a). Innerhalb einer Intervention sollte die Diagnostik so zuverlässig messen können, wie Unterschiede für die Leistungsfähigkeit bedeutungsvoll sind (Atkinson & Nevill, 1998). Der Nutzen einer Reliabilitätsprüfung bezieht sich jedoch nur auf die Messmethodik in einer spezifischen Testsituation mit den Einflussfaktoren der Messtechnik, des Equipments, der Versuchsdesigns und -leitung sowie der Stichprobe (Morrow et al., 2005; Kraemer et al., 2006).

Die Untersuchungsmethode der Reliabilität ist zumeist durch eine oder mehrere Wiederholungsmessungen des gleichen Verfahrens (Test-Retest) aufzustellen. Es wird

überprüft, ob eine identische Athletenleistung unter gleichen Rahmenbedingungen zu wiederholen ist. Der Abstand der Wiederholung liegt bei einigen Stunden, einem Tag bis hin zu einer Woche.

Das Test-Retest-Verfahren einige Stunden später wird auch als „internal consistency reliability“, einen Tag oder eine Woche später als „stability reliability“ bezeichnet (Atkinson & Nevill, 1998; Hopkins, 2000a; Morrow et al., 2005; Kraemer et al., 2006). Weitere Verfahren der Reliabilitätsprüfung sind der Paralleltest, die Testhalbierungsmethode bzw. die interne Konsistenz. Im Gegensatz zum Test-Retest bestimmen diese Verfahren die Reliabilität durch Veränderungen von Testitems, um die Verfahrensäquivalenz (-gegenwertigkeit) anstatt die Verfahrensstabilität zu ermitteln (Bortz & Döring, 2002). Entsprechend der Zielstellung dieser Arbeit sollen in den weiteren Erläuterungen die Teststabilität und damit das Test-Retest-Verfahren im Fokus stehen.

So ist der im Test-Retest aufzudeckende „messbedingte Fehlwert“ wiederum in zwei Bereiche aufzuteilen, einen systematischen und einen zufälligen Fehlertyp.
Ein systematischer Fehler zeigt einen generellen Trend, der entweder positiv oder negativ von einer zur nächsten Messung verläuft. Er entsteht durch Einflussfaktoren wie z.B. der Gewöhnung, der Motivation sowie der Regenerationszeit. Der zufällige Fehler beruht auf biologischen Veränderungen, mechanischen Variationen oder Inkonsistenzen in der diagnostischen Durchführung. Die Einflussfaktoren sind dabei z.B. eine ungenaue Geräteeinstellung und Positionierung, Inkonsistenzen im Versuchsdesign oder Tagesformschwankungen der Probanden etc. Der zufällige Fehler ist in einigen Punkten unvermeidlich, kann jedoch mit einer größeren Stichprobe verkleinert werden.
Um das analytische Ziel zu erreichen, müssen beide Fehlertypen quantifiziert werden. Der systematische Fehler, insbesondere bei Untersuchung von Interventionen, ist zu eliminieren und der zufällige Fehler zu reduzieren (Atkinson & Nevill, 1998; Hopkins, 2000b; Sale, 1991; Kraemer et al., 2006).

2.1.4 Forschungsstand Messmethodik

Wie Parameter von einer Testdurchführung zur anderen zuverlässig oder zwischen zwei Laboren vergleichbar sind, ist abhängig davon, wie die Messmethodik festgelegt und kontrolliert wird (Gaul, 1996). So ist der „messbedingte Fehlwert“ durch die Bestimmung und Standardisierung von Einflussfaktoren zu minimieren (Sale, 1991, S. 71).

Der messmethodische Forschungsstand isometrischer und isoinertialer Diagnostik bietet bislang keine etablierten Durchführungsrichtlinien, die konkrete Vorgaben für eine zuverlässige Messmethodik bieten. Insbesondere in der isoinertialen Literatur liegen keine empirischen Daten vor. So werden im Folgenden messmethodische Empfehlungen von wesentlichen Einflussfaktoren (Messtechnik, Kraftmaschinen, Versuchsdesign, -bedingung, -leiter und Stichprobe) auf die Datenerhebung und -interpretation aus der Literatur zusammengestellt. In den Teilbereichen, wo empirische Daten vorliegen, werden sie zu den allgemeinen Empfehlungen ergänzt.
Der Mangel an standardisierten Diagnostikprotokollen stellt ein wesentliches Problem in der Evaluation von Trainingseffekten dar, indem es zu vielfältigen Einstufungen zwischen Trainingsreizen und -effekten führt (Crewther et al., 2005; Falvo et al., 2006).

2.1.4.1 Messtechnik

Der Einsatz von Messtechnik (z.B. Sensoren, PC-Interface, Computer) limitiert im Vorhinein den Interpretationsrahmen von erhobenen Parametern und damit die Ableitung von Interventionseffekten. Durch die Messtechnik wird bestimmt, welche Daten, in welcher Form und mit welcher Genauigkeit erfasst werden können.
Für die Evaluation isometrischer sowie isoinertialer Parameter liegen in der Literatur ausschließlich allgemeine messtechnische Empfehlungen vor. So wird zur Ermittlung der Kraft (F) der Einsatz von Kabel-Tensiometern, Kraftmessdosen oder Kraftsensoren empfohlen (Wilson, 1994), wobei das messtechnische Prinzip der Dehnungsmessstreifen in Kraftsensoren insbesondere bei dynamischen Messungen der Kraft (F) hervorgehoben wird (Schlumberger & Schmidtbleicher, 2000). Für isoinertiale Diagnostik können darüber hinaus Wegsensoren als Drehpotentiometer oder Inkrementalgeber verwendet werden, die die Bewegungsgeschwindigkeit der Testübung als Dreh-, Win-

kelgeschwindigkeit oder translatorische Geschwindigkeit aufzeichnen (Harman, 2006). Tab. 3 zeigt eine zusammenfassende Übersicht von messtechnischen Empfehlungen für den Einsatz von Kraft- und Wegsensoren, die für die Interpretation von Untersuchungsergebnissen wesentlich sind.

Tab. 3. Messtechnische Empfehlungen für den Einsatz von Kraft- und Wegsensoren (vgl. Harman, 2006):

	Messtechnische Empfehlungen
Auflösung	0,1 % vom max. Skalenwert
Genauigkeit	Bestimmung der Abweichung zwischen gemessenen und realen Werten
Messbereich	Abdeckung min./max. möglicher Messwerte
Thermische Effekte	Einsatz innerhalb angegebener Arbeitstemperatur
Frequenzgang	100 Hz
Kalibrierung	Herstellerintern insbesondere bei dyn. Kalibrierung
PC-Interface	2-Kanal, 100 Hz, 12-16 Bits, Auslösemoment für Datensammlung
Software	Mathemat. Glättung der Rohwerte (Filterfunktion)

2.1.4.2 Krafttraingsmaschinen

Für die Datenerhebung und -interpretation einer Kraftdiagnostik sind des Weiteren die Wahl des Kraftgerätetyps und die daran vorgenommene Einstellung wesentlich.

Krafttrainingsmaschinen werden nach Kraemer et al. (2006) als ein „variable-resistance system" definiert. Aufgrund der mechanischen Variation in Gewichtsaufhängung, -masse, Hebelarmführung, Sitzposition, Exzenter etc. weisen Kraftmaschinen trotz Ausrichtung auf die gleiche Muskelgruppe von Gerätetyp zu Gerätetyp unterschiedliche Bewegungsausführungen, Muskelaktivierungen, Widerstände über die ROM und Zusatzlasten in kg mit gleichen Wertelabels auf (Dudley, Tesch, Miller & Buchanan, 1991; Fleming, 1985).

Empfehlungen, die dementsprechend für den messmethodischen Einsatz von Krafttrainingsmaschinen in der Literatur gegeben werden, sind (Kraemer et al., 2006; Harman, 2006; Wilson & Murphy, 1996b):

1. Identischer Gerätetyp von Diagnostik zu Diagnostik,
2. Identischer Gerätetyp von Training und Diagnostik,
3. Interpretation von Sensorendaten als resultierende Parameter über das Gesamtsystem.

Die Einstellungen, die an Kraftmaschinen vorgenommen werden können, sind im Wesentlichen die Gelenkwinkelstellung, die Achsenausrichtung, die Positionierung und die Stabilisierung.

Die *Gelenkwinkelstellung* beeinflusst in der Kraftdiagnostik als unabhängige Variable im starken Maße die abhängige Variable Kraft (F) oder Leistung (P) (Hay, 1994). Als Konsequenz daraus sind bei Diagnostiken sowohl die Gelenkwinkelstellungen der Testbewegung als auch die benachbarten Gelenkwinkelstellungen zu standardisieren (Sale, 1991; Brown & Weir, 2001; Kraemer et al., 2006).

Als Orientierung für Gelenkwinkelstellungen in Diagnostiken empfehlen Kraemer et al. (2006) und Kulig et al. (1984) Kraft-Längen-Relationen. Sie werden als die Funktion zwischen Gelenkmoment und Gelenkwinkelstellung einer Muskelgruppe definiert (Kulig, Andrews & Hay, 1984). Die Bestimmung einer solchen Kraft-Längen-Relation unterliegt der Restriktion, dass nur ein Gelenkwinkel mit einem Rotationsfreiheitsgrad während der Testung variiert wird. Über diesen Gelenkwinkel muss die Muskelgruppe verlaufen und für die Konfiguration dominant sein (Kulig et al., 1984). Dabei haben die meisten eingelenkigen Kraft-Längen-Relationen ihr Maximum in mittleren Bereichen des ROM sowie in äußeren Regionen sog. „sticking regions“, in der die Kraft limitiert ist (ansteigend-abfallende Kraft-Längen-Relation). Mehrgelenkige Bewegungen zeigen einen anderen Typ. So haben z.B. Bewegungen wie die Kniebeuge oder die Brustpresse den Bereich maximaler Kräfte am Ende der ROM bei nahezu vollständiger Streckung (ansteigend oder abfallende Kraft-Längen-Relation) (Kraemer et al., 2006). Weitere Merkmale von Kraft-Längen-Relationen werden in Tab. 4 nach Hay und Kulig et al. (1984) zusammengefasst.

Tab. 4. Merkmale von Kraft-Längen-Relationen (vgl. Hay, 1994; Kulig et al., 1984)

Definition Gelenkwinkel	Gelenkeinschlusswinkel vs. anatomischer Gelenkwinkel
Faktoren der Muskellänge	Lokation von: • Instantane Drehachse • Muskelansatzpunkt • Fiederungswinkel • ROM und Freiheitsgrade des Gelenks
Faktoren der Muskelkraft	Resultierende Gelenkmoment aus: • Muskelmoment Muskelgruppe (unter Ausschluss antagonistischer Wirkung) • Nichtmuskuläre, passive Momente (Wechselwirkung Knochen, Bänder, Knorpel und Gelenkkapsel) • Kontraktionsform und -geschwindigkeit • Einfluss der Schwerkraft

Ungeachtet der empfohlenen Orientierung an solchen Kraft-Längen-Relationen, können die Testpositionen für ein- und mehrgelenkige Diagnostiken dennoch vielfältig diskutiert werden. So variieren trotz aufgestellter Kraft-Längen-Relation z.B. die verwendeten Gelenkwinkel bei der Kniestreckung zwischen 90° und 140° in der Literatur (Wilson & Murphy, 1996b). Die Sport- und Trainingsspezifik von Gelenkwinkelstellungen müssen zudem in der Messmethodik beachtet werden (Kraemer et al., 2006; Sale, 1991; Abernethy et al., 1995). Sale (1991) empfiehlt allgemein einen Winkel, um den höchsten Kraftwert einer Kraft-Längen-Relation zu wählen, um messbedingte Fehler durch die Gelenkwinkeleinstellung möglichst gering zu halten. Wird solch ein ausgewählter Testwinkel ins Verhältnis zur dynamischen Kraft (F) gesetzt, ist dieser jedoch nicht notwendigerweise der Winkelbereich mit der höchsten Leistung (P) und verbleibt ungelöst (Wilson & Murphy, 1996b). Murphy et al. (1995) zeigen bei einer isometrischen Bench Press Testung, dass vom eigentlich günstigen Testwinkel 120° die Relation zur dynamischen Kraft (1-RM) bis auf 100 % anstieg, je weiter der Winkel Richtung 90° verändert wurde. Demnach sind Winkelstellungen für isoinertiale Diagnostik gesondert zu ermitteln (Wilson & Murphy, 1996b).

Für die Gelenkwinkeleinstellung haben Maud und Kerr (2006) die Pros und Kontras einer reliablen Goniometermessung zusammengefasst und Handlungsanweisungen formuliert. Unter Berücksichtigung dieser Vorgehensweise erreicht der gleiche Versuchsleiter eine Reliabilität der Einstellung von drei bis vier Grad sowohl für die oberen als auch die unteren Extremitäten. Eine Variation von fünf bis sechs Grad entsteht bei unterschiedlichen Versuchsleitern (Clarkson & Gilewich, 1989). Zudem fordert Rothstein (1985), die Gelenkwinkelstellung des Athleten in der Isometrie unter Spannung gegen den Widerstand auszumessen. Hierdurch können das „Spiel“ im Kraftgerät durch Polsterungen und mechanische Eigenschaften herausgenommen sowie die instantane Gelenkachse besser berücksichtigt werden.

Neben der Gelenkwinkelstellung sind bei der Einstellung von Krafttrainingsmaschinen die *Achsenausrichtung*, die *Positionierung* und die *Stabilisierung* wichtige Einflussfaktoren auf die Erhebung und Interpretation kraftdiagnostischer Daten (Sale, 1991; Kraemer et al., 2006). Hierzu werden folgende allgemeine Empfehlungen in der Literatur aufgeführt:

Zur Minimierung von Messfehlern muss die Gelenkachse mit der Achse des Dreharmes des Krafttrainingsgerätes übereinstimmen (Brown & Weir, 2001).
Die Sitzhöhe sollte so gewählt werden, dass der Hebelarm in Relation zum Probanden liegt und achsengerecht verläuft sowie Lücken zwischen Proband und Krafttrainingsmaschine minimiert sind. Körperteile, die während des Tests nicht aktiv stabilisiert werden können, sollten passiv durch Gurte etc. fixiert und der Einfluss von Synergisten je nach Zielstellung ausgeschlossen werden (Kraemer et al., 2006). Zu starker Diskomfort des Probanden reduziert seine Leistungsfähigkeit (Sale, Fleck & Kraemer, 1988). Zuviel Polsterung absorbiert die aufgewendete Kraft des Probanden (Kraemer et al., 2006). Faktoren wie die Griffposition, die Griffart, die Fußstellung und die Gesamtkörperhaltung müssen ebenfalls standardisiert werden (Kraemer et al., 2006).

2.1.4.3 Versuchsdesign und -bedingungen

Neben der Messtechnik, dem Gerätetyp und der Geräteeinstellung setzt das Versuchsdesign die methodischen Rahmenbedingungen einer zuverlässigen Datenerhebung. Testübergreifend sind die Gewöhnung, die Pre-Test-Routine, das Aufwärmen, die Versuchsanzahl und das Pausendesign zu standardisieren (Brown & Weir, 2001; Abernethy et al., 1995).

Die *Gewöhnung* hat direkten Einfluss auf die Reliabilität der Testdaten (Wilson & Murphy, 1996b; Abernethy et al., 1995; Blazevich & Cannavan, 2007). So sind Steigerungen durch systematische Fehler wie z.B. Lerneffekte durch eine ausreichende Gewöhnung auszuschließen, denn repräsentative Baseline-Daten bilden die Voraussetzung, um Interventionseffekte belegen zu können (Kraemer et al., 2006).
Isometrische Verfahren erheben z.B. im Allgemeinen hoch reliable Daten (Korrelationskoeffizienten zwischen r = 0.85 und r = 0.99) (Abernethy et al., 1995). Ist die Testprozedur jedoch für die Probanden neu, werden sie ihre Kraftwerte ohne Interventionsmaßnahmen im Verlauf der Testungen steigern können. Kroll (1962) und Reinking et al. (1996) wiesen in ihren Wiederholungsmessungen hohe „Intraclass Correlation Coefficients“ (ICC) von r = 0.93 und r = 0.80 auf. Ihre Gruppenmittelwerte zeigten jedoch signifikante Steigerungen über die Testtage hinweg an, so dass eine systematische Beeinflussung durch Gewöhnung stattgefunden haben muss (vgl. auch die Litera-

turzusammenstellung Abernethy et al., 1995). Acht- bis zehnprozentige Steigerungen des RFD konnte Strass (1991) bei isometrischen Testungen ohne Intervention mit 15-tägigem Abstand feststellen. Generell wird der Effekt mangelnder Gewöhnung bei isometrischen Verfahren auf den Parameter RFD höher als auf F_{max} eingeschätzt.

Dynamische Messungen haben ein höheres motorisches Anspruchslevel als isometrische und werden damit durch Lerneffekte stärker beeinflusst. Dies trifft insbesondere für mehrgelenkige, isoinertiale Bewegungen mit freien Gewichten zu (Brown & Weir, 2001; Schlumberger & Schmidtbleicher, 2000).

Damit ist die Zielsetzung von Gewöhnung, einen professionellen Diagnostikablauf zu erarbeiten. Jeder Proband, insbesondere bei Unerfahrenheit, muss mit dem Testprotokoll, der -apparatur und der -technik so vertraut werden, dass die Testaufgabe vollständig erfüllt werden kann. Submaximaler Kraftaufwand, mangelnde Konzentration oder Motivation sind durch eine Gewöhnung zu minimieren. Koordinative Lerneffekte in der Rekrutierung und Synchronisierung motorischer Einheiten müssen in dieser Phase abgeschlossen werden (Kraemer et al., 2006; Wilson & Murphy, 1996b). Nach Kraemer et al. (2006, S. 125) beinhaltet die Gewöhnungsphase für isometrische und dynamische Diagnostik folgende Punkte:

1. Einweisung und Übung der korrekten technischen Bewegungsausführung,
2. Eine “Trockenübung” durch das Testprotokoll,
3. Wiederholtes Üben des Testprotokolls unter realen Testbedingungen und maximaler Anstrengung bis eine stabile, reproduzierbare Durchführung für eine Baseline der Testparameter erreicht ist.

Als Empfehlung setzten Fry und Kraemer (1991) sowie Ploutz-Snyder und Giamis (2001) drei bis vier Übungen in zwei Wochen pro Test an, um mit ausreichender Gewöhnung reliable Daten zu erheben. Repräsentative Leistungslevels sind nach 3 - 5 Versuchen nach Müller und Schmidtbleicher (1987) und in einer Trainingseinheit nach Schlumberger und Schmidtbleicher (2000) nachzuweisen. Viitasalo, Saukkonen und Komi (1980) berichten von reliable RFD-Werte nach einer Trainingseinheit mit mehreren Versuchen. Trainingseffekte durch die Gewöhnung sind nicht zu erwarten, wenn die Anzahl und das Volumen maximaler Versuche minimal gehalten werden (Fry & Kraemer, 1991).

Weitere Empfehlungen zur *Pre-Test-Routine* von kraft- und leistungsdiagnostischen Verfahren geben Blazevich und Cannavan (2007), Cappaert (1999), Kraemer et al. (2006) sowie Meese et al. (1986): So sollten unter Berücksichtigung der Circadian-Rhythmik insbesondere Wiederholungsmessungen zur gleichen Tageszeit durchgeführt werden. Zudem ist die Umgebungstemperatur konstant zu halten.

Die Diagnostiken sollten nach vollständiger Erholung zwei bis drei Tage nach der Gewöhnung erfolgen (Brown & Weir, 2001). Abernethy et al. (1995) setzten 72 h Regeneration nach einer intensiven Kraftaktivität an. Kraemer et al. (2006) empfehlen 48 h Regeneration vor einem Krafttest. Intensive Ausdaueraktivitäten sollten ebenfalls vor Krafttests vermieden werden, da hiernach signifikante Abnahmen der Kraftfähigkeit festgestellt worden sind (Abernethy, 1993).

Kraemer et al. (2006) sowie Blazevich und Cannavan (2007) empfehlen darüber hinaus auf eine angemessene Ernährung zu achten (z.B. adäquate Kalorienaufnahme, ausreichende Flüssigkeitszufuhr etc.). Dehydration kann beispielsweise einen Kraftverlust um 6 % bei krafttrainierten Männern auslösen (Schoffstall, Branch, Leutholtz & Swain, 2001). Mangelnde Ernährung über zwei Tage führt zu einem signifikanten Abfall des 1-RM (Leveritt & Abernethy, 1999). Zusätzlich müssen Materialien sogenannte „ergogenics“, die Athleten zur Leistungssteigerung verwenden, als Einflussfaktoren standardisiert werden. Zu „ergogenics“ zählen z.B. Gewichthebergürtel, -schuhe, Knie- und Ellenbogenschoner, mentale Strategien, Stimulanzien wie Koffein usw. (Lander, Simonton & Giacobbe, 1990).

Unmittelbar vor einer Kraftdiagnostik wird das *Aufwärmen* in allgemeiner und in spezifischer Form in der Literatur empfohlen (Kraemer et al., 2006; Brown & Weir, 2001; Schlumberger & Schmidtbleicher, 2000; Wilson, 1994; Blazevich & Cannavan, 2007). Die Wirksamkeit von Aufwärmmaßnahmen ist bislang nicht empirisch belegt. So verbleibt ungeklärt, ob allgemeines Aufwärmen das Verletzungsrisiko senkt oder es eine optimale Temperatur für Krafttestungen gibt (Safran, Garrett, Seaber, Glisson & Ribbeck, 1988; Armstrong, 1988).

Aus physiologischer Sicht wird es jedoch als sinnvoll erachtet, die Temperatur, die Elastizität und die neuromuskuläre Leistungsbereitschaft der Muskulatur durch allgemeine, leichte, nicht ermüdende, aerobe Aktivitäten über mehrere Minuten wie z.B. Bein-

oder Armradfahren mit keinem oder leichtem Widerstand zu erhöhen (Brown & Weir, 2001; Kraemer et al., 2006; Schlumberger & Schmidtbleicher, 2000; Wilson, 1994; Blazevich & Cannavan, 2007). Innerhalb der allgemeinen Erwärmung wird zudem mehrheitlich empfohlen, nicht zu dehnen (Blazevich & Cannavan, 2007; Schlumberger & Schmidtbleicher, 2000). Dehnung kann die maximale und schnelle Kraftentfaltung behindern, da u.a. neuronale Modulationen, Veränderung der Länge und des Elastizitätsverhaltens der Muskulatur auftreten können (Behm, Button & Butt, 2001; Fowles et al., 2000; Hutton, 1994; Magnusson, Simonsen, Aagaard, Sorensen & Kjaer, 1996).
Die anschließende spezifische Erwärmung sollte der Testbewegung mit submaximaler Kraft in einigen Wiederholungen entsprechen (50 - 60 % des 1-RM). Der Athlet wird dadurch an die Testdurchführung gewöhnt. Seine Muskulatur wird neuromuskulär in einem vergleichbaren Längenverhältnis angesteuert, das durch einen Probeversuch verstärkt werden kann (Kraemer et al., 2006; Schlumberger & Schmidtbleicher, 2000; Wilson, 1994).

Die *Versuchsanzahl* sollte so gewählt werden, dass der Proband seine Kraftfähigkeiten ohne Ermüdungseffekte und Verletzungsgefahr aufzeigen kann (Brown & Weir, 2001). Die Empfehlungen einer bestimmten Versuchsanzahl variiert dabei je nach diagnostischer Ausrichtung (siehe Tab. 5).

Tab. 5. Empfehlungen für die Versuchsanzahl je nach diagnostischer Ausrichtung

Diagnostik	Versuchsanzahl	Literaturangabe
Isometrische Diagnostik	1 2 2-3 Optional bis Parameterkonstanz	(Zeh et al., 1986) (Gaul, 1996) (Murray, Baldwin, Gardner, Sepic & Downs, 1977; Edwards, Young, Hosking & Jones, 1977; Sale, 1991; Kraemer et al., 2006) (Kraemer et al., 2006; Tornvall, 1963)
Isotonische Diagnostik (1-RM)	1	(Wilson, 1994)
Isoinertiale/Isokinetische Diagnostik	4	(Wilson, 1994)

Dabei konnte bislang kein systematischer Einfluss der Versuchsanzahl auf isometrische oder isoinertiale Parameter statistisch belegt werden, so dass über die Versuchsanzahl keine einheitliche Vorgabe in der Literatur vorherrscht (Brown & Weir, 2001).

Das *Pausendesign* innerhalb kraftdiagnostischer Verfahren hat zum Ziel, dass vor dem nächsten Versuch durch eine ausreichende Erholung die schnell verfügbaren Energiespeicher regeneriert sind (Schlumberger & Schmidtbleicher, 2000; Kraemer et al., 2006).

So führen ungenügende Pausen beispielsweise in RM-Tests zum Rückgang der Kraft um 21,4 % bei 30 s und 12,3 % bei 3 min. Die EMG-Aktivität sinkt bei einer integrierten Messung um 30 % bei 2 min Erholung. Eine vollständige Erholung tritt bei 3 min auf. Die Aktivität des Antagonisten kehrt zum Ausgangswert bei 2 min Pause zurück. Bei 1 min Pause ist sie um 12 % erhöht (Behm, Reardon, Fitzgerald & Drinkwater, 2002). Die benötigte Pausenzeit für eine ausreichende Erholung ist dabei abhängig von der aktivierten Muskelmasse und der Kraftanstrengung je nach Diagnostikart (Kraemer et al., 2006).

Tab. 6. Empfehlungen für das Pausendesign je nach diagnostischer Ausrichtung

Diagnostik	Pausendesign	Literaturangabe
Isometrische Diagnostik	1 min	(Sale, 1991)
	1 min (RFD)	(Viitasalo, Saukkonen & Komi, 1980)
	1 - 2 min	(Schlumberger & Schmidtbleicher, 2000)
	2 min	(Caldwell et al., 1974)
Isotonische Diagnostik		
1-RM	1 min (Bankdrücken)	(Weir, Wagner & Housh, 1994)
	3 - 5 min	(Schlumberger & Schmidtbleicher, 2000)
10-RM	5 min (Kniebeuge)	(Fry, Schmidt, Johnson, Tharp & Kraemer, 1993)
	2 - 3 min	(Schlumberger & Schmidtbleicher, 2000)
Isoinertiale Diagnostik	10 - 300 s	(Caiozzo, Perrine & Edgerton, 1981; Dudley & Djamil, 1985; Conroy, Stanley, Fry & Kraemer, 1984; Parcell, Sawyer, Tricoli & Chinevere, 2002)
	40 - 90 s	(Parcell et al., 2002; Davies, Heiderscheit & Brinks, 2000; Wrigley & Strauss, 2000)

Tab. 6 zeigt zusammenfassend die Empfehlungen zum Pausendesign aus der Literatur. Wilson (1994) ergänzt testübergreifend ein Pausendesign von 3 min. Wie bei der Versuchsanzahl ist jedoch festzuhalten, dass diese Empfehlungen auf keiner experimentellen Validierung beruhen (Brown & Weir, 2001).

Für die *isometrische Kraftdiagnostik* sind zusätzlich Einflussfaktoren im Versuchsdesign wie die Kontraktionsdauer im Einzelversuch sowie die Parameterberechnung der F_{max} und der RFD zu beachten (Brown & Weir, 2001).

Um die F_{max} in isometrischen Messungen zu erreichen, ist den Probanden eine ausreichende *Kontraktionsdauer* innerhalb der einzelnen Versuche zur Verfügung zu stellen (Gaul, 1996; Sale, 1991). Die notwendige Dauer der Kontraktionsperiode wird dabei u.a. von der Testaufgabe und der Instruktion beeinflusst (Sale, 1991).

Tab. 7. Empfehlungen für die Kontraktionsdauer bei isometrischer Kraftdiagnostik

Isometrische Kontraktionsdauer	Literaturangabe
1 - 2 s	(Häkkinen, Alen & Komi, 1985; Murray et al., 1977)
1,5 - 2 s (RFD)	(Schlumberger & Schmidtbleicher, 2000)
2 - 5 s	(Sale, 1991)
3 - 5 s	(Schlumberger & Schmidtbleicher, 2000)
5 s	(Kraemer et al., 2006; Sale, 1991)

Brown und Weir (2001) leiten aus der Literaturempfehlung (siehe Tab. 7) ab, dass eine isometrische Kontraktionsperiode mit einer Übergangsphase von 1 s zum Erreichen der Maximalkraft (F_{max}) und einer Haltephase von 4 bis 5 s anzusetzen ist. Die Empfehlungen über die isometrische Kontraktionsdauer beruhen aber ebenfalls auf keiner experimentellen Validierung (Brown & Weir, 2001).

Kontroverse Angaben liegen darüber hinaus für die *Parameterberechnung* der F_{max} und der RFD in der Literatur vor.
So verbleibt offen, welches Versuchsergebnis als repräsentative F_{max} ausgewählt werden kann (Gaul, 1996):

a. Bestwert aus den durchgeführten Versuchen (Haffajee, Moritz & Svantesson, 1972; Andersen & Henckel, 1987; Siegel, Camaione & Manfredi, 1989),
b. Durchschnittswert über alle Versuche (Ramsay et al., 1990) oder aus den besten zwei Versuchen (Bowie & Cumming, 1972).

Kraemer et al. (2006) empfehlen den Bestwert zu verwenden, da eine Mittelung der Werte die Reliabilität nicht erhöht und Probanden mit Spitzenleistungen benachteiligt werden (vgl. auch Alderman & Banfield, 1969).
Ein bestimmtes Zeitintervall zur Berechnung der F_{max} wird zudem in der Literatur nicht einheitlich benannt (Brown & Weir, 2001) (siehe Tab. 8).

Tab. 8. Empfehlungen für das Zeitintervall zur Berechnung der F_{max}

Zeitintervall zur Berechnung der F_{max}	Literaturangabe
3 ms	(Christ et al., 1994)
5 ms	(Wilson, Newton, Murphy & Humphries, 1993)
3 s	(Chaffin, 1975)

Dem Berechnungsansatz von Chaffin (1975) mit 3 s wird entgegengesetzt, dass die F_{max} in weniger als 2 s zu 90 % erreicht ist (Häkkinen et al., 1985) und nicht länger als 1 s gehalten werden kann (Murray et al., 1977).

Zur Berechnung der RFD gibt es ebenfalls unterschiedliche Ansätze (Sale, 1991; Schlumberger & Schmidtbleicher, 2000). Zum einen kann die RFD zu einer bestimmten Zeit (z.B. 30, 50, 100 ms etc.) oder zum anderen zu einer bestimmten Kraft im Verlauf der Kraft-Zeit-Kurven abgeschätzt werden (Wilson, 1994; Schlumberger & Schmidtbleicher, 2000). Dazu bietet Sale (1991) vier Versionen der RFD-Berechnung an:

1. Als durchschnittliche Kraftentfaltung vom Messbeginn bis zum Zeitpunkt der Maximalkraft (F_{max}/t_{Fmax}) (auch Kraftindex $F_{maxindex}$ genannt),
2. In Relation zu prozentualen Kraftwerten (10, 30, 60, 90 % F_{max}),
3. In Relation zu absoluten Kraftwerten (100, 500, 1500, 2500 N F),
4. Als maximale Steigung in der Kraft-Zeit-Kurve (RFD_{max}).

Die erste Version birgt die Problematik der exakten Bestimmung des Messbeginns wegen möglicher Oszillationen in der messtechnischen Aufzeichnung der Kraft-Zeit-Kurve sowie der Variabilität des Zeitpunktes der F_{max} in der Kraft-Zeit-Kurve zwischen den Versuchen (Sale, 1991; Kraemer et al., 2006). Eine Relativierung der Start- und der Endpunkte durch 10 % und 90 % der Maximalkraft (Version 2) oder die Vorgabe von absoluten Kraftwerten (Version 3) lösen das Problem des Timings besser (Kraemer et al., 2006; Sale, 1991). Die vierte Version beinhaltet die Berechnung der RFD_{max} als steilsten Anstieg in der Kraft-Zeit-Kurve.

Die Zeitintervalle zur Berechnung variieren bei der RFD zwischen 5 ms (Viitasalo & Komi, 1981; Viitasalo et al., 1980) und 60 ms (Bemben, Massey, Boileau & Misner, 1992).

Für die *isoinertiale Kraftdiagnostik* müssen darüber hinaus folgende Designmerkmale für die Datenerhebung beachtet werden: die Wahl der Zusatzlast und die Festlegung der ROM (Brown & Weir, 2001).

In isoinertialen Diagnostiken wird die maximale Leistungsfähigkeit P_{max} einer Muskelgruppe bestimmt, indem mit einer vorab definierten Zusatzlast eine maximal schnelle Bewegung im Testversuch durchgeführt wird.
So ist ein entscheidender Einflussfaktor in der Diagnostik die *Wahl der Zusatzlast*. Kraemer et al. (2006) bieten hierzu zwei verschiedene Möglichkeiten der inter- und intraindividuellen Standardisierung an:

a. Individuelle Zusatzlast als prozentualer Anteil der F_{max} aus einer personenübergreifenden Winkelposition,
b. Personenübergreifende Zusatzlast mit vorab festgelegter Masse.

Die *ROM* innerhalb isoinertialer Diagnostik wird ebenfalls als Einflussfaktor benannt und auf zwei Ebenen beschrieben:

a. Als „physiologische ROM“ (anatomischer Beginn und Ende der Bewegung),
b. Als „totale ROM“ (Gradzahl eines Kreisbogens zwischen anatomischem Beginn und Ende der Bewegung).

Da die dynamische Bewegungsausführung die Kraft-Längen-Relation verändert, muss die physiologische bzw. totale ROM bei isoinertialen Verfahren präzise bestimmt und eingehalten werden, wenn abhängige Variablen wie Arbeit (W) und Leistung (P_{max}) reliabel gemessen werden sollen (Brown & Weir, 2001).
In isokinetischen Messungen werden zusätzlich Artefakte aus den Messergebnissen durch das sog. *„windowing“*-Verfahren über die ROM gefiltert, die in Form von Drehmoments- und Geschwindigkeitsüberschüssen der Extremitäten innerhalb der geführten Bewegung auftreten (Brown & Weir, 2001). Im Gegensatz zu isokinetischen werden in isoinertialen Diagnostiken keine Bewegungsgeschwindigkeiten vorgegeben. Artefakte im Sinne einer künstlichen Bewegungsgeschwindigkeit können jedoch entstehen, falls sich am Ende der ROM die Zusatzlast durch plötzliches Abbremsen der Extremitäten in der Geräteführung weiterbewegt. Die Konsequenz daraus ist, zum einen plötzliches Abbremsen in der ROM als Abbruchkriterium des Versuches zu standardisieren, zum anderen dürfen nur Daten zur Ermittlung isoinertialer Parameter herangezogen werden, die innerhalb der festgelegten ROM liegen (Kraemer et al., 2006).

Da die ROM begrenzt ist, sollten zudem keine isoinertialen Versuche mit sehr leichten Zusatzlasten durchgeführt werden, da eine hohe Dezeleration am Ende der Bewegungsausführung nach Falvo et al. (2006) konträr zur Ermittlung der P_{max} ist.
Bei isoinertialer Diagnostik im quasi isometrischen Bereich wie z.B. dem 1-RM Test ist zu beachten, dass das zu bewegende Gewicht auf die schwächste Stelle („sticking region“) innerhalb des ROM limitiert ist (Sale, 1991).

2.1.4.4 Versuchsleiter

Viele der bisher erarbeiteten messmethodischen Einflussfaktoren auf die Zuverlässigkeit von Parametern werden von den Versuchsleitern der Kraftdiagnostik festgelegt, eingestellt, standardisiert und/oder kontrolliert.
Ein weiterer wesentlicher Faktor des Versuchsleiters ist darüber hinaus die *Instruktion* (Kraemer et al., 2006). „Vor Beginn der eigentlichen Kraftmessung muss der Sportler […] entsprechend der Zielsetzung beim eingesetzten Testverfahren instruiert werden“ (Schlumberger & Schmidtbleicher, 2000, S.228). Durch eine sorgfältige Einweisung in die Testaufgabe sind gesundheitliche Gefährdung, falsche Atmung, unsaubere Techniken und die Beteiligung von Muskelgruppen der Probanden, die nicht in die Testübung eingebunden werden sollen, zu verhindern. Dem entgegengesetzt sollten sie zu vollständigen Versuchen unter maximaler Anstrengung führen (Kraemer et al., 2006; Brown & Weir, 2001).
Der Einfluss der Instruktion insbesondere auf isometrische Parameter wird dabei als hoch eingeschätzt (Wilson & Murphy, 1996b; Schlumberger & Schmidtbleicher, 2000). Zwei Studien haben den Effekt der Instruktion empirisch untersucht (Schlumberger, Ochs, Hänsel & Schmidtbleicher, 1999; Bemben, Clasey & Massey, 1990). Bemben et al. (1990) variierten ihre Instruktion bei einem isometrischen Handkrafttest von Männern und Frauen in dreifacher Weise:

1. „Die Maximalkraft ist mit konzentrierter, langsamer und gleichmäßiger Anstrengung zu erreichen”,
2. “Die Maximalkraft ist so kräftig und so schnell wie möglich zu erreichen”,
3. “Die Maximalkraft ist nicht von Belang, es geht nur darum, so schnell wie möglich Kraft zu erzeugen”.

Ihre Ergebnisse zeigen, dass mit der zweiten Anweisung die höchsten F_{max}-Werte und mit der dritten die höchsten RDF-Werte erreicht wurden. Mit der ersten Instruktion fielen beide Parameter geringer aus.

Als Empfehlung leiten Wilson und Murphy (1996b) daraus ab, wenn neben der F_{max} auch die RFD_{max} ermittelt werden soll, dass zwei Testdurchläufe mit unterschiedlichen Instruktionen (siehe Instruktion 2. und 3.) vorzunehmen sind. Schlumberger und Schmidtbleicher (2000, S. 228) wählen hingegen die zweite Instruktion, wenn die F_{max} in Kombination mit der Kraftentfaltung gemessen werden soll: „Als Basisinformation wird der Sportler angewiesen, dass er eine Maximalkontraktion ausführen soll. Zusätzlich muss die Kraft dann schnellstmöglich entfaltet werden“ (vgl. auch Christ et al., 1994).

Brown und Weir (2001) fordern des Weiteren konsistente Instruktionen von einem Test zum anderen und zwischen den Probanden. Da sich nicht alle Personen auf die gleiche Weise angesprochen fühlen, legen sie zusätzlich Wert auf eine prägnante und sparsame Anweisung. Neben einer unemotionalen und objektiven Instruktion sollten darüber hinaus nach Chaffin (1975) Zuschauer, Geräusche etc. vermieden werden. Die Versuchsleiter sollten jedoch motiviert und jederzeit für Hilfestellung während der Versuche präsent sein und insbesondere bei ungewohnten Aufgaben ein Feedback z.B. durch das Zeigen der Kraft-Zeit-Kurve geben (Kraemer et al., 2006). Ermunterungen während des Versuchs steigern nachweislich die Anstrengung (Rhea, Alvar, Burkett & Ball, 2003), sind allerdings schwer zu standardisieren und können ggf. auch negativ auf die Reliabilität der Daten wirken (Wilson, 1994).

2.1.4.5 Stichprobe

Der Interpretationsrahmen diagnostischer Parameter wird abschließend durch Charakteristiken der Probandenstichprobe beeinflusst.

Üblicherweise wird die Stichprobe über anthropometrische Daten wie Alter, Größe, Gewicht und Geschlecht beschrieben und aus der Grundgesamtheit oder einer homogenen Untergruppe randomisiert. Zusätzlich wird empfohlen, den Trainingsstatus bei der Selektion der Probandengruppe zu beachten (Kraemer et al., 2006).

Das American College of Sports Science (2002) fasst in einem Review 150 Studien mit unterschiedlich krafttrainingserfahrenen Probanden von vier Wochen bis zwei Jahren

zusammen, um Trainingseffekte in Abhängigkeit vom Trainingsstatus zu ermitteln. Festzustellen ist, dass die durchschnittlichen Trainingseffekte durch ein Krafttraining zwischen 40 % bei Anfängern und 2 % bei Elitesportlern des Kraftsports schwanken. Rhea et al. (2003) ermittelten darüber hinaus die Effektunterschiede zwischen Trainierten und Untrainierten bezüglich der Trainingsintensität, der -häufigkeit und dem -volumen. Die Meta-Analyse über 140 Studien ergibt in allen drei Bereichen deutlich höhere Effekte bei geringeren Intensitäten, Häufigkeiten und Volumen bei Untrainierten. Ihr sog. „window of adaptation“ beginnt erst zum Ende des Bereichs der trainierten Sportler und übersteigt diesen prozentual deutlich.

2.1.5 Forschungsstand Reliabilität

Zur statistischen Berechnung der Reliabilität innerhalb eines Test-Retest-Verfahrens stehen ebenfalls verschiedene Methoden zur Verfügung, deren Einschätzung in der Literatur sehr unterschiedlich ausfallen. Es gibt keinen Konsens, so dass ein methodisches Vorgehen für die Überprüfung von Reliabilität entwickelt werden muss.
Im ersten Schritt dieses Kapitels wird hierzu ein Überblick über die vielfältigen Zielstellungen sowie Anwendungsvoraussetzungen der statistischen Verfahren erstellt.
Im zweiten Schritt werden aktuelle Befunde von Reliabilitätsprüfungen sowohl für isometrische als auch isoinertiale Parameter zusammengestellt, um zusätzliche Orientierungspunkte für das methodische Vorgehen und für die spätere Ergebnisdiskussion zu erhalten. Eine generelle Übertragbarkeit von Reliabilitätsprüfungen ist, wie die statistische Ausarbeitung erläutern wird, aufgrund unterschiedlicher Stichproben, verschiedener Berechnungsformeln und Testdesigns etc. nicht möglich. Der Fokus wird in den Literaturbefunden auf die Kniebeuge- und Kniestreckmuskulatur gelegt. Liegen keine Studien zu bestimmten Parametern vor, werden Studien mit anderen Muskelgruppen ergänzend dargestellt.

2.1.5.1 Statistische Verfahren

Generell lassen sich die statistischen Verfahren der Reliabilitätsprüfung in zwei Richtungen aufteilen (Baumgartner, 1989). Zum einen erfolgt die Aufteilung in die relative Reliabilitätsprüfung, die ermittelt, inwieweit ein Proband seine Position in der Stichprobe bei wiederholter Messung hält. Zum anderen besteht eine Aufteilung in die ab-

solute Reliabilitätsprüfung, die ermittelt, inwieweit der einzelne Proband in seinen eigenen Werten variiert.

Tab. 9 zeigt eine Übersicht der Methoden zur Ermittlung relativer und absoluter Reliabilität und Tab. 10 die Häufigkeit ihrer Anwendung in der Literatur.

Tab. 9. Übersicht der statistischen Methoden zur Ermittlung relativer und absoluter Reliabilität

	Methoden
Relative Reliabilität	• Korrelation o Pearson`s Produkt-Moment (PPM) o Spearman Rang (SR) o "intraclass correlation" (ICC) • Regression • "index of reliability" (IoR) • "coefficient of determination" (CoD) • Abh. t-Test • Varianzanalyse (ANOVA)
Absolute Reliabilität	• "typical error" (TE) • "standard error of measurement" (SEM) • "coefficient of variation" (CV) • "limits of agreement" (LoA)

Tab. 10. The various statistical methods used in repeatability and validity studies presented at the 43rd meeting of the American College of Sports Medicine (1996)[a] in Atkinson & Neville (1998, S. 222)

Type of analysis	**Number of studies**
Hypothesis test for bias (i.e. paired t-test, ANOVA)	16
Pearson`s correlation coefficient (r)	17
ICC	3
Hypothesis test and Pearson`s correlation coefficient (r)	11
Hypothesis test and ICC	9
CV	4
Absolute error	7
Regression	3
Total	70[b]
a Validity studies as well as reliability investigations were included in this literature search. The critique of the statistical analyses in the present review may not necessarily apply to validity examination. b 5.6 % of the total number of studies presented, 1256. […]	

Die populärsten Methoden in den Sportwissenschaften stellen demnach die unterschiedlichen Korrelationsverfahren PPM, SR oder ICC dar, wobei ein hoher Korrelationskoeffizient r ($r > 0.80$) als eine hohe *relative Reliabilität* interpretiert wird (Atkinson & Nevill, 1998; Morrow et al., 2005). Der PPM als populärster innerhalb von Reliabili-

tätsprüfungen kann bei intervallskalierten Messwerten direkt auf die Rohdaten des Test-Retest-Verfahren angewandt werden (Bortz, 2005; Hoffmann, 2004):

$$r = \frac{cov(x,y)}{s_x * s_y}.$$

Der SR basiert auf einer vorab durchgeführten Rängeverteilung der Individuen nach ihren Messwerten innerhalb einer Stichprobe und kann bei Ordinalskalen angewandt werden (Bortz, 2005; Hoffmann, 2004):

$$r_{sp} = 1 - \frac{6 * \sum D_i^2}{n * (n^2 - 1)}.$$

Die ICC kann bei mehreren Retests basierend auf der Kalkulation des F-Wertes innerhalb der Varianzanalyse ANOVA durchgeführt werden, weist jedoch sechs verschiedene Möglichkeiten der Berechnungen mit unterschiedlichen Endergebnissen auf. Die Auswahl und die Interpretation des ICC ist intuitiv unklar (Weir, 2005).

Unabhängig von der Art der Korrelationskoeffizienten ermöglichen sie die relative Unterscheidbarkeit zwischen Individuen innerhalb einer Stichprobe auf Zuverlässigkeit zu überprüfen (Atkinson & Nevill, 1998). Vorteile einer Korrelation sind ihre Dimensionslosigkeit und das Aufdecken des Fehlertyps eines zufälligen Fehlers. Fallen die Werte einer Stichprobe in einem Test-Retest-Verfahren zufällig aus, ist r = 0 und es besteht keine Zuverlässigkeit (Hopkins, 2000b). Weitere Einordnungen des Korrelationskoeffizienten beschreibt Tab. 11.

Tab. 11. Bewertungsstufen von Korrelationskoeffizienten modifiziert nach Safrit & Wood (1995)

Korrelationskoeffizient	Interpretationslevel
± 0.80 - 1.00	High
± 0.60 - 0.79	Moderately high
± 0.40 - 0.59	Moderate
± 0.20 - 0.39	Low
± 0.00 - 0.19	No relationship

Den „messbedingten Fehlerwert“ der systematischen und zufälligen Fehler kann eine Korrelation jedoch nicht absolut ermitteln (Bates, Zhang, Dufek & Chen, 2009). Sie kann die Stärke der Relation zwischen Test und Retest benennen, aber nicht die Übereinstimmung der absoluten Werte beider Tests. Verbessern sich z.B. alle Probanden vom Eingangs- zum Ausgangstest um 1000 N in der Maximalkraft, verbleiben sie im

Verhältnis zueinander gleich. Als zuverlässige Messung sollte die Diagnostik allerdings nicht eingeordnet werden.

Die Interpretation des Korrelationskoeffizienten ist zudem in weiteren Punkten schwierig. Der Korrelationskoeffizient wird hoch beeinflusst durch heterogene Probandenwerte. Für die Interpretation ist wesentlich, ob der Bestwert oder der Durchschnittswert einer Testung genommen wird. Darüber hinaus variieren die Endergebnisse je nach Korrelationskoeffiziententyps (Sale, 1991; Abernethy et al., 1995; Hopkins, Schabort & Hawley, 2001; Hopkins, 2000b). Atkinson und Nevill (1998) raten daher zur Vorsicht, auf eine ausreichende Reliabilität zu schließen, selbst wenn der Korrelationskoeffizient $r > 0.90$ liegt. Aus diesen Gründen warnen sie des Weiteren vor einer einfachen Übertragung der Zuverlässigkeitsbeurteilung auf andere Studien mit einer anderen Stichprobe sowie dem Vergleich des Retest-Korrelationskoeffizienten zwischen unterschiedlichen Studien.

So weisen z.B. die meisten isokinetischen Kraftdiagnostiken eine Korrelation von $r > 0.80$ auf (Perrin, 1993). Mit Analysetechniken der absoluten Reliabilität ist dem entgegengesetzt jedoch festzustellen, dass sie insbesondere bei hohen Geschwindigkeiten eine geringe Reliabilität bezogen auf die konkrete Messwertübereinstimmung vorweisen (Atkinson, Greeves & Reilly, 1995). Eine Überprüfung 23 weiterer sportmedizinischer Standarddiagnostiken führte ebenfalls zu einer Aufdeckung geringer absoluter Reliabilität (Nevill & Atkinson, 1997), so dass mehrere kraftdiagnostische Messmethoden und -apparaturen in der Sportmedizin eingesetzt werden, deren Messgenauigkeit fragwürdig ist.

Atkinson und Nevill (1998) ziehen in ihrem Review das Fazit, dass die etablierten Methoden der Korrelation mit Indikatoren der absoluten Reliabilität zu verbinden sind. Wilson und Murphy (1996b) sowie Hopkins (2000b) vertreten diese Forderung ebenfalls.

Auch die Überprüfung der Signifikanz von Korrelationskoeffizienten leistet zwar als Funktion der Stichprobe eine Absicherung gegen Null, ist jedoch auf die Reliabilitätsprüfung nicht zu erweitern, da hier die Größe des Korrelationskoeffizienten entscheidend ist. Die bedeutendste Interpretation ist nach Safrit und Wood (1995) die „praktische Signifikanz". Ein statistisch signifikanter Korrelationskoeffizient kann trotzdem zu niedrig ausfallen, um für den Test entscheidende Informationen reliabel anzuzeigen

(Safrit & Wood, 1995; Morrow & Jackson, 1993). Über die angemessene Zuverlässigkeit muss schlussendlich der Testanwender abwägen (Morrow & Jackson, 1993).
Der „Index of Reliability“ (IoR) stellt ebenfalls nur eine weitere Aufbereitung des Korrelationskoeffizienten dar, der keine eindeutige Interpretation folgen kann. „Der IoR ist die theoretische Korrelation zwischen beobachteten und wahren Werten und wird kalkuliert aus der Wurzel des Reliabilitätskorrelationskoeffizienten“ (Morrow et al., 2005, S. 92):

$$IoR = \sqrt{r_{xx'}}.$$

Methoden, die die *absolute Reliabilität* beschreiben, sind der SEM, der CV, das LoA und der TE (Atkinson & Nevill, 1998; Hopkins, 2000b). Sie messen im Gegensatz zu Korrelationsverfahren die absolute Übereinstimmung der individuellen Messwerte zwischen Test und Retest und werden eingesetzt, um die praktische Aussagekraft des diagnostischen Verfahrens zu schätzen (Atkinson & Nevill, 1998). Nach Hopkins (2000b) werden sie auch als „within-subject variation“ bezeichnet und stellen für ihn den wichtigsten Kennwert dar, um eine Diagnostik als zuverlässig zur Bestimmung von z.B. Trainingseffekte zu bewerten.
Die Bewertung solcher absoluten Werte ist jedoch bislang in der Literatur sehr uneinheitlich beschrieben, so dass die Interpretation keinem Leitfaden folgen kann. Sie verbleiben unbeeinflusst durch eine mögliche Heterogenität der Stichprobe und sind im Gegensatz zu relativen Kennwerten der Reliabilität übertragbar auf andere Stichproben und Studien. Stark variierend sind jedoch ihr Ausdruck absoluter Reliabilität (dimensionshaltig und -lose in unterschiedlichen Fehlerwertintervallangaben z. B. ± SD; ± S_{diff}; ± S_{diff} x 1,96; 68 % und 95 %) und die unterschiedliche Sensibilität bei bestehender Varianzheterogenität. Begründet ist dies in ihren vielfältigen Kalkulationen. Welcher Wert adäquate Reliabilität kennzeichnet, scheint in der Literatur hinsichtlich dieser statistischen Verfahren unbeantwortet (Atkinson & Nevill, 1998; Weir, 2005).

Der „standard error of measurement” (SEM) bildet den Grad ab, den ein erhobener Wert einer Person durch „messbedingten Fehlwerte“ schwankt (Morrow et al., 2005, S. 93). Er wird in der aktuellen Einheit der Diagnostik aufgeführt und je kleiner er ist, desto reliabler kann eine Messung eingeordnet werden. Der SEM repräsentiert dabei 68 % des Fehlers, in den ein durchschnittlicher Proband fällt. Seine Anwendung ist je-

doch nicht einheitlich. Unterschiedliche Bezeichnung und Gleichungen führen zu unterschiedlichen Ergebnissen innerhalb ein und derselben Reliabilitätsprüfung (Atkinson & Nevill, 1998). Zudem wird vorausgesetzt, dass die Stichprobe normalverteilt ist und Varianzhomogenität vorliegt (Payne, 1989). Nevill und Atkinson (1998) zeigten jedoch das bei Verhältniszahlen, die in der Sportmedizin üblich sind, Varianzhomogenität unüblich ist. Die Empfindlichkeit gegenüber heterogenen Stichproben zeigt sich auch in der üblichen Formel des SEM, worin der Korrelationkoeffizient zwischen den Test-Retest-Verfahren integriert ist:

$$\text{SEM} = S\sqrt{1 - r_{xx'}}.$$

„Der „coefficient of variation" (CV) entspricht der Standardabweichung der individuellen Wiederholungsmessungen, ausgedrückt als Prozent der individuellen durchschnittlichen Testwerte" (Hopkins et al., 2001, S. 213). Der CV kommt ursprünglich aus der Biochemie, wo Mehrfachmessungen üblich und einfach durchzuführen sind. Er ist dimensionslos, unabhängig von Kalibrierung oder Skalierung (Hopkins, 2000b; Hopkins et al., 2001) und kann damit mit anderen Stichproben oder anderen Studien verglichen werden (Fetz & Miller, 1996; Sale, 1991). Die Interpretation erfolgt wie beim SEM: Je kleiner der CV ausfällt, desto höher wird die Zuverlässigkeit eingestuft. Ein CV von < 10 % wird dabei in der Literatur willkürlich als hoch reliabel festgelegt. Im Detail repräsentieren der CV 68 % der Fehler durchschnittlicher Probanden, die 10 % vom Mittelwert abweichen (Strike, 1991). Dies bedeutet jedoch, dass durchaus 1/3 der Probanden bis zu 20 % des Mittelwertes und mehr abweichen können. So sind Fehlinterpretationen bezüglich ausreichender Reliabilität auch mit dem CV in der Literatur wie bei den Korrelationsverfahren aufgetreten (Atkinson & Nevill, 1998). Verschiedene Kalkulationsmöglichkeiten stehen ebenso zur Wahl (Hopkins, 2000a). Sale (1991) benennt im Rahmen kraftdiagnostischer Reliabilitätsprüfungen folgende Berechnungsformel:

$$CV = \frac{TE}{(\bar{x}_1 + \bar{x}_2)/2} x\ 100.$$

Voraussetzung zur Anwendung sind die Normalverteilung und positive Messwerte. Aufgrund der prozentualen Berechnung ist der CV bei Varianzheterogenität einsetzbar (Atkinson & Nevill, 1998).

Altman und Bland (1983) nahmen die Problematiken der Verfahren CV und SEM auf und führten die „limits of agreement“ (LoA) ein.

Mit den LoA nehmen sie eine Stichprobe aus individuellen Test-Retest-Differenzen an, die sie schematisch in einem Bland-Altman Graphen abbilden. So führt der Graph die individuellen Differenzen gegen die durchschnittlich erwartete individuelle Differenz (MW_{diff}) von einem Test zum anderen auf (Bland & Altman, 1995). Der MW_{diff} wird auch als Hilfslinie eingetragen und gilt als grober Indikator systematischer Fehler. Zusätzlich wird um den MW_{diff} ein Intervall aus der SD der individuellen Differenzen (SD_{diff}) multipliziert mit 1.96 gelegt (SD_{diff} x 1,96), das 95 % der auftretenden zufälligen Fehler zwischen Test und Retest aus der Grundgesamtheit abdeckt (Hopkins, 2000b).

Das heißt, wenn ein neuer Proband den Test durchführt, liegt dessen „messbedingter Fehlerwert“ zu 95 % in dem Intervall $MW_{diff} \pm SD_{diff}$ x 1,96 (Atkinson & Nevill, 1998). Somit sollte eine Diagnostik durch den Bland-Altman Graph als reliabel interpretiert werden, wenn alle Messwerte innerhalb dieses Intervalls liegen (Payne, 1989). Die Praktikabilität dieser Beurteilung gilt es jedoch nach Atkinson und Nevill (1998) sowie Hopkins (2000b) weiterhin von der Testleitung selbst einzuschätzen. Diese muss beurteilen, ob das Intervall klein genug ist, um das analytische Ziel zu erreichen. Beispielsweise ist abzuwägen, ob eine Verbesserung von einem Test zum anderen nach einer Intervention schon bei 70 % des LoA Intervalls lohnenswert ist.

Um die Interpretation auf die Grundgesamtheit beziehen zu können, raten Atkinson und Nevill (1998) zudem, eine Stichprobengröße von n > 40 zu wählen. Hopkins (2000b) sieht in unterschiedlichen Stichprobengrößen und unterschiedlich häufigen Messswiederholungen von Reliabilitätsstudien variierende Freiheitsgrade resultieren und damit die Schwierigkeit, mit Hilfe des LoA Studien untereinander zu vergleichen. Voraussetzung für die Anwendung des LoA ist die Abwesenheit systematischer Fehler und Varianzheterogenität. Letztere kann geplottet werden, indem die absoluten Differenzen gegen die individuellen Mittelwerte abgebildet werden. Zeigt sich hierin eine Zunahme der Fehlergröße mit Zunahme der Messwerthöhe, liegt eine Varianzheterogenität vor (Atkinson & Nevill, 1998).

Diesen absoluten Verfahren übergeordnet sieht Hopkins (2000b) den „typical error“ (TE). Der TE stellt die Standardabweichung der individuell wiederholten Messung aus-

gedrückt in der Dimension des Messwertes unbeeinflusst durch Veränderungen des MW von Test zu Test dar (Hopkins, 2000b, S. 1):

$$TE = \frac{\mathrm{s_{diff}}}{\sqrt{2}}.$$

Im Gegensatz zum CV drückt er also den „messbedingten Fehlwert“ nicht prozentual, sondern direkt in der Messeinheit aus, so dass die Rohdaten für einen Vergleich wieder vordergründig sind. Das analytische Ziel, das zu erfüllen ist, kann direkter unabhängig von prozentualen Fehlerintervallen überprüft werden, denn er gilt als durchschnittlicher „messbedingter Fehlwert“ aller Probanden. Er kann unabhängig von der Stichprobengröße und der Freiheitsgrade interpretiert werden. Zudem ist der TE im Vergleich zum SEM unbeeinflusst von Veränderung des MW. Unterschiede der individuellen Differenzen, die durch eine allgemeine durchschnittliche Verschiebung der Probandengruppe verursacht sind, wird durch Division der Wurzel aus der Anzahl der Tests ($\sqrt{2}$ = Test-Retest-Verfahren) ausgeglichen (Hopkins, 2000b; Hopkins, 2000a). „This method for calculating the typical error follows from the fact that the variance of the different score (s_{diff}^2) is equal to the sum of variances representing the typical error in each trail: $s_{diff}^2 = s^2 + s^2$, so [TE] = $\frac{\mathrm{s_{diff}}}{\sqrt{2}}$“ (Hopkins, 2000b, S. 3). Bei vorliegender Varianzheterogenität ist jedoch zu erwarten, dass der TE bei hohen absoluten Messwerten entsprechend groß ausfällt (Nevill & Atkinson, 1997), weswegen der CV als prozentualer Ausdruck vom TE eingeführt worden ist. So ist zusammenfassend festzustellen, dass keiner der absoluten Verfahren im Vergleich zu anderen Verfahren dominant ist.

Abgesehen davon, wie die Ermittlung der relativen und absoluten Reliabilität der zufälligen Fehler durchgeführt wird, sollte zusätzlich der zweite Fehlertyp, systematische Fehler, ausgeschlossen werden. Der LoA bietet dafür einen groben Indikator. Signifikante systematische Fehler können jedoch mit Hilfe des abhängigen t-Tests ermittelt werden (Atkinson & Nevill, 1998). Den t-Test als alleinigen Indikator für adäquate Reliabilität zu interpretieren, ist allerdings ebenfalls nicht anzuraten, da wiederum sehr große zufällige Fehler einen signifikanten t-Wert verhindern, obwohl keine reliable Messung vorliegt (Atkinson & Nevill, 1998).

Die Voraussetzung mehrerer beschriebener statistischer Verfahren ist darüber hinaus von bestehender Varianzhomogenität oder -heterogenität abhängig. Die Ermittlung

kann durch die LoA Darstellung oder den Levene-Test erfolgen. Besteht Varianzheterogenität, das heißt, dass die Größe der zufälligen Fehler mit dem Messwert steigt, muss bei sensitiven Verfahren eine logarithmische Transformation der Rohdaten vor der Reliabilitätsprüfung erfolgen (Atkinson & Nevill, 1998; Hopkins, 2000a; Bortz, 2005). Varianzheterogenität sollte dementsprechend nach Atkinson und Nevill (1998) nicht angenommen, sondern ermittelt werden.

2.1.5.2 Kraftdiagnostische Studien

Innerhalb *isometrischer Kraftdiagnostik* wird im Allgemeinen die relative Reliabilität für die F_{max} hoch (r = 0.85 - 0.99) und für die RFD_{max} (r = 0.84) niedrig sowohl für ein- als auch mehrgelenkige Übungen eingestuft (Wilson & Murphy, 1996b; Abernethy et al., 1995; Christ et al., 1994; Pryor, Wilson & Murphy, 1994; Viitasalo et al., 1980; Going, Massey, Hoshizaki & Lohman, 1987; Schlumberger & Schmidtbleicher, 2000).

Tab. 12. Zusammenstellung von Reliabilitätsprüfungen der isometrischen Parameter F_{max} und RFD_{max} von Kraftdiagnostiken der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur

Literature	Subjects	Test Design	Statistics	Movement; Test Machine	Isometric Parameters	Results
Clarke (1948)	64 M	Interday	r	Knee	F_{max}	r = 0.84 - 0.97
Thorstensson et al. (1977)	39 M	Intertrail	CV	Knee Extension 90° - 180° (hip angle 90°)	F_{max}	CV = 4 % (average through all angle)
Thorstensson et al. (1976)	25 M	Intertrail, Interday	CV	Knee Extension 90° - 180° (hip angle 90°)	F_{max} F_{maxdyn}	CV = 8,4 % CV = 13,7 % (average through all angle and velocities)
Viitasalo et al. (1980)	29 M	Interday	r	Knee Extension	F_{max} RFD_{max} RFD (various % of F_{max})	r = 0.98 r = 0.84 r = 0.76 - 0.87
Sleivert & Wegner (1992)	23 M & W	Interday	r	Knee Extension (100°)	F_{max} RFD_{max} between 30 - 60 % of F_{max}	r = 0.94 r = 0.08
Wilson et al. (1993)	14 M & W	Interday	r	Squat	F_{max} RFD_{max}	r = 0.96 r = 0.84
Wilson & Murphy (1995)	15 M	Intertrail	CV	Upright Squat 110° and 150°	F_{max} RFD_{max} Impulse	CV = 18 - 20 % CV = 56 - 60 % CV = 5 - 60 %
Zech et al. (2008)	M & W	Interday	r	Knee Extension	F_{max}	r = 0.92 - 0.97

M = men, W= women, Intertrail = internal consistency reliability, Interday = stability reliability, r = correlation coefficient, CV = coefficient of variation, F_{max} = max. isometric force, RFD_{max} = max. rate of force development

Für die Beinmuskulatur bestätigen Clarke (1948) und Zech, Witte und Pfeifer (2008) die allgemeine Einschätzung der relativen Reliabilität von F_{max} (r = 0.84 - 0.97). Viitasalo et al. (1980) und Wilson et al. (1993) bestätigen den Trendwert zwischen F_{max} und RFD_{max} für die Beinmuskulatur im Detail, indem bei beiden eine relative Reliabilität von r = 0.98 bzw. r = 0.96 für die F_{max} und r = 0.84 für die RFD_{max} ermittelt wurde (siehe Tab. 12). Kraemer et al. (2006) bescheinigen beiden Parametern eine gut Reliabilität, sehen allerdings aufgrund der Studie von Going et al. (1987) Kraftentfaltungswerte der Arm-, der Hand- und der Fingermuskulatur wie z.B. RFD zu bestimmten Zeitintervallen oder prozentualen Levels der F_{max} sowie den Kraft-Zeit-Kurven-Verlauf an sich als schlecht reproduzierbar an (siehe Tab. 13). Sleivert und Wegner (1992) bestätigen dies mit ihrer Studie für die Beinmuskulatur, in der die RFD_{max} im Kraft-Zeit-Kurven-Verlauf zwischen 30 - 60 % der F_{max} keine relative Reliabilität zeigt (r = 0.08).

Tab. 13. Zusammenstellung von Reliabilitätsprüfungen isometrischer Parameter der Kraftentfaltung

Literature	Subjects	Test Design	Statistics	Movement; Test Machine	Isometric Parameters	Results
RFD at various time						
Going et al. (1987)	17 M & 15 W (Kids)	Intertrail; Interday	r	Arm, hand, finger muscles	RFD between 20 % F_{max} 40 % F_{max} 60 % F_{max} 80 % F_{max} 90 % F_{max} 100 % F_{max}	 r = 0.17 - 0.31 r = 0.57 - 0.65 r = 0.60 - 0.74 r = 0.28 - 0.61 r = 0.28 - 0.57 r = 0.40 - 0.66
Viitasalo et al. (1980)	29 M	Interday	r	Knee Extension	RFD between 5 - 85 % of F_{max}	r = 0.76 - 0.87
Sleivert & Wegner (1992)	23 M & W	Interday	r	Knee Extension (100°)	RFD_{max} between 30 - 60 % of F_{max}	r = 0.08
Wilson & Murphy (1995)	15 M	Intertrail	CV	Upright Squat 110° and 150°	RFD_{max}	CV = 56 - 60 %
Mirkov et al. (2004)	26 M & W	Intertrail	r	Arm Extension; Flexion	RFD_{max}	r = 0.87 r = 0.81
F at various time						
Christ et al. (1994)	55 W	Interday	r; CV	Arm, hand, finger muscles	Time between 90 and 100 % force	r = 0.30 - 0.78
Mirkov et al. (2004)	26 M & W	Intertrail	r	Arm Extension	$F_{100\ ms}$ $F_{30\ -\ 70\ \%\ of\ Fmax}$	r = 0.82 r = 0.70
Mirkov et al. (2004)	26 M & W	Intertrail	r	Arm Flexion	$F_{100\ ms}$ $F_{30\ -\ 70\ \%\ of\ Fmax}$	r = 0.71 r = 0.54
Impulse						
Bemben et al. (1992)	155 M	Interday	r	Arm, hand, finger muscles	Total impulse	r = 0.89 - 0.92
Christ et al. (1994)	55 W	Interday	r	Arm, hand, finger muscles	Total impulse	r = 0.58 - 0.87
Wilson & Murphy (1995)	15 M	Intertrail	CV	Upright Squat 110° and 150°	Impulse	CV = 5 - 60 %
M = men, W= women, Intertrail = internal consistency reliability, Interday = stability reliability, r = correlation coefficient, CV = coefficient of variation, F_{max} = max. isometric force, RFD_{max} = max. rate of force development						

Viitasalo et al. (1980) ermittelten hingegen eine moderate relative Reliabilität von r = 0.76 - 0.87 bei Werten der Kraftentfaltung RFD zu 5 bis 85 % der F_{max} bei der Knie Extension. Mirkov et al. (2004) zeigen ebenfalls, dass Parameter der Kraftentfaltung, wie die RFD_{max} (r = 0.87 und 0.81), die RFD normalisiert auf die F_{max} (RFD/F_{max}) (r = 0.83 und 0.81) und die Kraft zum Zeitpunkt 100 ms ($F_{100\ ms}$) (r = 0.82 und 0.71) hohe bis moderate relative Reliabilität bei isometrischen Tests der Armstreck- und der Armbeugemuskulatur aufweisen. Lediglich die Kraft (F) im Intervall zwischen 30 % und 70 % der F_{max} scheint nicht zuverlässig zu sein (r = 0.70 und 0.54). Die Kraft (F) zu einem späteren Zeitpunkt in der Kraft-Zeit-Kurve (Zeit zwischen 90 und 100 % F_{max}) ist für Arm-, Hand-

und Fingermuskulatur nach Christ et al. (1994) moderat reliabel mit r = 0.56 - 0.82. Die Ausnahme bilden die Armstrecker mit r = 0.30. Der Parameter Impuls zeigt für die Arm, die Hand- und die Fingermuskulatur eine moderate relative Reliabilität (r = 0.58 - 0.92) (siehe Tab. 13).

Muskelgruppenspezifische Unterschiede der relativen Reliabilität weist die Studie von Agre et al. (1987) zwischen Ober- (r = 0.85 - 0.99) und Unterkörper (r = 0.20 - 0.96) auf. Gegensätzlich zeigen isometrische Squat Messungen der Beine an der Smith Maschine mit integrierter Kraftmessplatte und Goniometer einen Korrelationskoeffizienten von r = 0.96 - 0.98 (Blazevich, Gill & Newton, 2002; Rahmani, Viale, Dalleau & Lacour, 2001; Van der Wall et al., 1999; Wilson, Murphy & Walshe, 1996), wohingegen isometrische Messungen der Brustmuskulatur in der Smith Maschine mit r = 0.85 - 0.87 (Wilson, Murphy & Pryor, 1994) als Oberkörpermuskulatur eine geringere Reliabilität aufweisen (Kraemer et al., 2006). Christ et al. (1994) und Mirkov et al. (2004) zeigen zwischen verschiedenen Muskelgruppen z.B. Unterarmbeuger (r = 0.91 und r = 0.85) und -strecker (r = 0.64 und r = 0.92) Unterschiede in der Wiederholbarkeit, sind in ihren Ergebnissen Agonist zu Antagonist aber genau entgegengesetzt.

Absolute Reliabilität ermittelten Thorstensson et al. (1977) sowie Thorstensson, Grimby und Karlsson (1976) bei isometrischen Kraftdiagnostiken der Kniestrecker in unterschiedlichen Winkelpositionen mit einem durchschnittlichen CV von 4,0 % und 8,4 % für die F_{max}. Tornvall (1963) ermittelte in 22 Testbewegungen einen durchschnittlichen CV von 6,4 % (Gesamtintervall 3,2 - 11,4 %). Wilson und Murphy (1995) ermittelten eine CV von 18 - 20 % für die F_{max}, 56 - 60 % für die RFD_{max} und 5 - 60 % für den maximalen Impuls bei isometrischen Maximalkrafttests in der Kniebeuge mit Winkelstellungen von 110° und 150°.

Isoinertiale Kraftdiagnostiken zeigen bei Messungen des 1-RM eine vergleichbare relative Reliabilität (r = 0.92 - 0.98) wie die F_{max}. Wird jedoch der Fokus innerhalb eines isoinertialen Verfahrens vermehrt auf die Geschwindigkeit (v) der Bewegung gelegt, wie z.B. bei Squat Jumps mit Zusatzlast (r = 0.86 - 0.96) (Viitasalo, 1985a; Viitasalo, 1985b), dann fällt die relative Reliabilität geringer aus (Abernethy et al., 1995; Logan et al., 2000). Im Vergleich zu isometrischen Verfahren ist zudem festzustellen, dass insbe-

sondere bei isoinertialen Verfahren nur wenige Daten zusammengestellt worden sind. Nach Logan et al. (2000) stellt es eine große Herausforderung dar, in der Kraft-Geschwindigkeits-Relation reliable Messverfahren zu etablieren.

So zeigen die Studien von Viitasalo (1985a; 1985b) neben einer geringeren relativen Reliabilität eine Veränderung der absoluten Reliabilität, wenn die Zusatzlast in den Sprungtests erhöht wird. Ab 40 kg Zusatzlast steigt der CV deutlich an (0 kg = 4,3 %; 20 kg = 4,8 %; 40 kg = 6,8 %; 60 kg = 7,1 %; 80 kg = 9,5 %). Diese Ergebnisse deuten an, dass es möglicherweise eine sog. „Gewichtsschwelle“ gibt, jenseits derer die reduzierte Reliabilität die Güte isoinertialer Verfahren ernsthaft in Frage stellt (Abernethy et al., 1995). Ob diese Gewichtsschwelle eine protokollabhängige Ausprägung aufgrund z.B. der Übungsausführung, der Art der Zusatzlast, des Lerneffekts, der Gewöhnung, der Versuchsanzahl, der Pausenzeit oder des Trainingsstatus ist, wurde bislang nicht weiter überprüft (Abernethy et al., 1995; Logan et al., 2000).

In Tab. 2 fasst Hopkins (2001) unterschiedliche Effektgrößen zusammen, die auf den CV dynamischer Verfahren einwirken können.

Tab. 14. Effect of global and test-specific factors on the typical error of performance, expressed as ratio of coefficient of variation (CV) for the comparisons shown (Hopkins et al., 2001, S. 229)

Factors	Ratio of CV	95 % likely range
Global factors		
Athletic status		
nonathlete/athlete	1.3	1.1 - 1.6
Gender		
nonathletes: female/male	1.4	1.1 - 1.7
athletes: female/male	1.1	0.7 - 1.7
Mode		
field run/treadmill run	0.7	0.4 - 1.2
row/treadmill run	0.9	0.4 - 2.2
cycle/treadmill run	1.0	0.9 - 1.2
swim/treadmill run	1.0	0.6 - 1.8
Duration		
1 sec/1 min	1.6	1.1 - 2.2
60 min/1 min	1.5	1.1 - 2.0
Inter-trial time		
1 min/3d	1.1	0.9 - 1.2
50d/3d	1.0	0.9 - 1.2
Test-specific factors		
Constant duration		
peak/mean power	1.3	0.8 - 2.1
Isokinetic		
peak/mean power	1.0	0.8 - 1.3
work/mean power	1.4	1.1 - 1.9
flexion/extension	1.3	1.1 - 1.6
Critical power		
anaerobic capacity/aerobic power	2.8	1.6 - 5.1
Anaerobic threshold		
lactate: VO_2/ergometer power	1.4	1.1 - 1.9
ventilatory: VO_2/ergometer power	1.6	0.9 - 2.9
ventilatory/lactate (ergometer power)	1.1	0.7 - 1.8
ventilatory/lactate (VO_2 power)	1.3	0.8 - 2.0
Incremental to peak power		
VO_2/ergometer power	1.5	1.1 - 2.0

VO_2 = oxygen consumption.

Demnach weisen Athleten eine höhere Zuverlässigkeit in dynamischen Messungen auf als Nichtathleten, geschlechtsspezifische Unterschiede sind unter Athleten zu vernachlässigen, eine Testdauer von 1 min mit mehreren Bewegungswiederholungen ist am zuverlässigsten und eine Pause zwischen den Test von 2,5 Tagen erscheint als günstig, obwohl lediglich eine Pause von 1 min deutlichere Auswirkungen auf den CV erkennen lässt. Eine Einordnung isoinertialer Verfahren im Hinblick auf absolute Reliabilität zeigt Tab. 15 im Vergleich zu anderen dynamischen Messungen.

Tab. 15. Mean coefficient of variation (CV) of performance for various tests and measures as a ratio (fraction or multiple) of the mean CV of mean power for constant-work tests, after controlling for athletic status, gender, duration and inter-trial time (Hopkins et al., 2001, S. 228)

Test type	**Performance measure**	**Ratio of CV**	**95 % likely range**
Constant power	Equivalent mean Power	0.6	0.4 - 0.9
Anaerobic threshold	Lactate-threshold power	0,9	0.6 - 1.2
Isoinertial	Work	0.9	0.7 - 1.4
Incremental to peak	Peak power	0.9	0.6 - 1.4
Constant work	Mean power	1.0	
Constant duration	Mean power	1.2	0.8 - 1.7
Critical power	Maximum aerobic power	1.3	0.7 - 2.5
Isokinetic	Mean power	1.7	1.3 - 2.4
Pre-load	Mean power	1.9	1.4 - 2.6

Obwohl kürzere Verfahren als weniger reliabel gelten, zeigen sich isoinertiale Verfahren mit dem Parameter „work“ in Augenhöhe zu anderen dynamischen Tests (Hopkins et al., 2001). In der isoinertialen Zusammenstellung von Hopkins et al. (2001, Tabelle III S. 218) zeigen vor allem die Sprungtests in Weite und Höhe die geringsten CV. Die Variationen der CV in den Sprungkrafttest entsprechen Leistungsschwankungen der Höhen und Weiten im Wettkampf (Hopkins et al., 2001).

Studien, die sich explizit mit der Reliabilität der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur in isoinertialen Diagnostiken befassen, sind weder in Reviews wie Hopkins et al. (2001), Abernethy et al. (1995), Wilson und Murphy (1996b) oder Sale (1991), aufgeführt, noch sind sie bei intensiver Literaturrecherche aufzufinden. Zur groben Orientierung können lediglich Studien in Tab. 16 herangezogen werden, die die Beinkette an Kraftmaschinen oder mit Freihanteln isoinertial testen.

Tab. 16. Zusammenstellung von Reliabilitätsprüfungen isoinertialer Parameter von Kraftdiagnostiken der Beinmuskelkette

Literature	Subjects	Test Design	Statistics	Movement; Test Machine	Isometric Parameters	Results
P_{max}						
Avis et al. (1985)	53 M	Intertrail	r & CV	Leg Press; weighted sled on rollers	P_{max} 0 kg 25,5 kg 45,5 kg 65,5 kg 85,5 kg 105,5 kg 125,5 kg	 r = 0.88 r = 0.89 r = 0.93 r = 0.94 r = 0.95 r = 0.93 r = 0.93
Horto-bagyi et al. (1990)	24 M	Intertrail	r	Upright Squat 100°	P_{max} (Additional load 70 kg)	r = 0.94
Jidovtseff et al. (2006)	16 M	Interday		Squat 90°	P_{max} 45 % F_{max} 60 % F_{max} 75 % F_{max} 90 % F_{max}	 CV = 7,1 % CV = 7,9 % CV = 9,4 % CV = 9,6 %
Cormie et al. (2007)	12 M	Intertrail	r	Squat 90°; Power Clean	P_{max}	r = 0.94; r = 0.98
Bosco et al. (1995)	12 M & W	Interday	r & CV	Half Squat; slide machine with guided horizontal barbell	Mean P_{max} (Additional load similar to body weight)	r = 0.84; CV = 5,0 %
v_{max}						
Avis et al. (1985)	53 M	Intertrail	r & CV	Leg Press; weighted sled on rollers	v_{max} 0 kg 25,5 kg 45,5 kg 65,5 kg 85,5 kg 105,5 kg 125,5 kg	 r = 0.72 r = 0.77 r = 0.72 r = 0.84 r = 0.89 r = 0.87 r = 0.86
Horto-bagyi et al. (1990)	24 M	Intertrail	r	Upright Squat 100°	v_{max} (Additional load 70 kg)	r = 0.97
Paulus et al. (2008)	12 M & 12 W	Intertrail	r	Reduced inertia 90° squat; Smith machine	v_{max} 40 % F_{max} 50 % F_{max} 60 % F_{max} 70 % F_{max} 80 % F_{max}	 r = 0.83 r = 0.87 r = 0.88 r = 0.87 r = 0.70
Jidovtseff et al. (2006)	16 M	Interday		Squat 90°	v_{max} 45 % F_{max} 60 % F_{max} 75 % F_{max} 90 % F_{max}	 CV = 2,5 % CV = 3,3 % CV = 5,4 % CV = 7,1 %
Bosco et al. (1995)	12 M & W	Interday	r & CV	Half Squat; slide machine with guided horizontal barbell	Mean v_{max} (Additional load similar to body weight)	r = 0.82; CV = 4,4, %

Literature	Subjects	Test Design	Statistics	Movement; Test Machine	Isometric Parameters	Results
F_{maxdyn}						
Rahmani et al. (2001)	15 M	Intertrail	r; CV	Squat	F_{maxdyn} (Additional load 60 - 180 kg)	r = 0.84 - 0.87 (only 60 kg r = 0.69) CV = 6,2 - 7,7 %
Avis et al. (1985)	53 M	Intertrail	r & CV	Leg Press; weighted sled on rollers	F_{maxdyn} 0 kg 25,5 kg 45,5 kg 65,5 kg 85,5 kg 105,5 kg 125,5 kg	r = 0.92 r = 0.84 r = 0.95 r = 0.94 r = 0.93 r = 0.87 r = 0.95
Blazevich et al. (2006)	16 M	Interday	r	Olympic Lift; Semiprone squat machine	F_{maxdyn} 40 % F_{max} 70 % F_{max}	r = 0.85 r = 0.92
Bosco et al. (1995)	12 M & W	Interday	r & CV	Half Squat; slide machine with guided horizontal barbell	Mean F_{maxdyn} (Additional load similar to body weight)	r = 0.76; CV = 1,6 %

M = men, W= women, Intertrail = internal consistency reliability, Interday = stability reliability, r = correlation coefficient, CV = coefficient of variation, P_{max} = max. power, v_{max} = max. velocity, F_{maxdyn} = max. dynamic force

Demnach zeigt die P_{max} eine moderate bis hohe relative Reliabilität von r = 0.84 bis 0.95 innerhalb der Diagnostik der Beinmuskelkette. Im Gegensatz zur absoluten Reliabilität in den Squat Jump Tests sowie isoinertialen Squat Tests (90°), die bei Zusatzlaststeigerungen abnimmt (Viitasalo, 1985a; Viitasalo, 1985b; Jidovtseff et al., 2006), zeigen Avis, Hoving und Toussaint (1985) eine Zunahme der relativen Reliabilität mit einer Steigerung der Zusatzlast bei der Leg Press. Eine durchschnittliche Leistungsberechnung im Vergleich zur „Peak Power" Berechnung P_{max} zeigt lediglich in der absoluten Reliabilität eine geringere Abweichung des CV in der Testwiederholung (Bosco et al., 1995).

Die Geschwindigkeit (v_{max}) zeigt bei identischer Zusatzlast für alle Probanden eine hohe relative Reliabilität (r = 0.97) (Hortobagyi & Katch, 1990), wird die Zusatzlast am Kraftgerät (Leg Press) gesteigert, nimmt sie moderat zu (r = 0.72 bis 0.86) (Avis, Hoving & Toussaint, 1985). Bei Freihanteln liegt sie über die gesamte Auswahl an Zusatzlasten vergleichbar moderat bei r = 0.83 – 0.88, lediglich bei der höchsten Zusatzlast mit 80 % der F_{max} sinkt sie auf r = 0.70 ab (Paulus, Reiser & Troxell, 2008). Die absolute Reliabilität der v_{max} wird mit geringen Variationen von 2,5 bis 7,1 % des CV angegeben. Auch

hier zeigt sich, wie bei der P_{max}, eine Zunahme der Variation mit der Zusatzlast (Jidovtseff et al., 2006).

Die maximale dynamische Kraft (F_{maxdyn}) zeigt ebenfalls eine moderate bis hohe relative Reliabilität (r = 0.84 bis 0.95) mit den gleichen Tendenzen wie P_{max} und v_{max} bei der Zunahme der Zusatzlast (relative nimmt zu, die absolute Reliabilität nimmt ab). Die durchschnittliche Berechnung sowohl der Geschwindigkeit als auch der Kraft birgt lediglich Vorteile in der Größe des CV (4,4 % und 1,6 %) (siehe Tab. 16).

Parameter der Leistungs-, Geschwindigkeits- oder Kraftentfaltung sind im isoinertialen Bereich kaum untersucht. Lediglich der Parameter der RvD tritt im Zusammenhang mit isokinetischen Verfahren auf und zeigt bei hoher Geschwindigkeit eine moderate bis hohe Reliabilität (r = 0.55 - 0.87) (Brown et al., 2005). Da die RvD zur Ermittlung in unterschiedliche Phasen der isokinetischen Bewegung eingeteilt werden musste (Beschleunigung, Lastbereich, Abbremsung), ist sie gering vergleichbar mit einer isoinertialen Bewegung.

In der Betrachtung sowohl der isometrischen als auch der isoinertialen Zusammenstellungen ist weiterhin festzustellen, dass Test-Retest-Verfahren in ihrer methodischen Ausrichtung Intertrail („internal consistency reliability“) und Interday („stability reliability“) gleich gewichtet sind. Die Probandenanzahl der Studien liegt zwischen n = 12 und n = 155 beider Geschlechter. Nach Morrow und Jackson (1993) ist die Reliabilität einer Diagnostik abhängiger von der individuellen Variabilität als von der Stichprobengröße, obwohl die Stichprobengröße bei der Verallgemeinerung der Reliabilität eine Rolle spielt. So ist die Stichprobengröße (n > 30) wichtig, aber nicht, um die Signifikanz zu erhöhen, sondern um die Reliabilität eines Tests stichprobenunabhängig auf die Grundgesamtheit zu definieren und den Test allgemein einführen zu können. Kleinere Stichproben weisen eine große Standardabweichung auf, so dass Messwerte, obwohl sie innerhalb des 95 %igen Fehlerintervalls liegen, trotzdem ein unakzeptables Reliabilitätslevel auf die Grundgesamtheit bezogen haben können. Steht jedoch das Forschungsprojekt für sich im Vordergrund, haben kleinere Stichproben in ihrer deskriptiven Beschreibung ihre Berechtigung. Eine Überprüfung erfolgt dann im test- und klientelspezifischen Rahmen, der nur sehr vorsichtig verallgemeinert werden darf (Morrow & Jackson, 1993). Geschlechtsspezifische Unterschiede im Probandenkollek-

tiv sind nach der Zusammenstellungen von Einflussfaktoren nach Hopkins et al. (2001, siehe Tabelle 14) bei Athleten zu vernachlässigen.

2.2 Mechanische und elektrische Kraftinterventionen

Die Notwendigkeit von Kraftinterventionen für ein hohes Leistungsniveau im Wettkampf ist in vielen Sportarten unumstritten und Krafttrainingsmethoden an Maschinen oder mit Freihanteln sind seit Jahrzehnten in die Trainingsplanung integriert. Für den Leistungssport zunehmend in das Interesse gerückt sind zudem eine weitere mechanische Methode, Krafttraining unter Vibration, und eine elektrische Methode, die Elektromyostimulation (EMS). Neben den allgemeinen Zielstellungen und Anpassungen von Kraftinterventionen werden daher im Folgenden die EMS- und Vibrationsmethode gesondert betrachtet.

2.2.1 Allgemeine Zielstellungen und Anpassungen von Kraftinterventionen

Wesentliche *Zielsetzungen* von Kraftintventionen sind auf der einen Seite der Aufbau von Muskelmasse und auf der anderen Seite die Verbesserung der neuronalen Ansteuerung des Muskels. Weiterhin kann der Schwerpunkt des Trainings auf eine Erhöhung der muskulären Ausdauer liegen (Conroy & Earle, 2000; Bird et al., 2005; Sale, 2003).

Anpassungen, die durch Kraftinterventionen ausgelöst werden können, sind nach Folland und Williams (2007) hauptsächlich:

a. Morphologisch
    - Hypertrophie,
    - Hyperplasie,
    - Muskelfasertypenverschiebung,
    - Veränderung der Muskelarchitektur,
    - Zunahme der Myofilamentdichte,
    - Veränderung der Bindegewebs- und Sehnenstruktur.

b. Neurologisch
    - Rekrutierung,
    - Frequenzierung,
    - Synchronisation,
    - Erhöhung der Reflexaktivität.

Die morphologische Anpassung der Hypertrophie führt zu einer Vergrößerung der „cross-sectional area“ (CSA) durch Steigerung der Myofibrillengröße und -anzahl des gesamten Muskels oder einzelner Muskelfasern. Der Prozess der Hypertrophie wird dabei in drei Prozessen beschrieben: „Der erste ist der anabole Prozess zur Auslösung der Proteinsynthese, um die Vergrößerung der Muskelfasern zu unterstützen (Bashin, Storer, Berman & et al., 1996; McCall, Byrnes, Fleck, Dickinson & Kraemer, 1999). Der zweite Prozess beinhaltet die Proliferation von Satelliten-Zellen, welche die vergrößerten Fasern mit zusätzlichen Myonukleinen versorgen können (Kadi, Eriksson, Holmner, Butler-Browne & Thornell, 1999). Der dritte Prozess bezeichnet einen "antikatabolen Effekt" wodurch eine Verringerung des cortisolinduzierten Abbaus von Proteinen erreicht werden kann (Tarpenning, Wiswell, Hawkins & Marcell, 2001)” (Bird et al., 2005, S. 847).
Wieweit der Vorgang der Hyperplasie (Steigerung der Muskelfaseranzahl) in die Querschnittsvergrößerung eingebunden ist, wird in der Literatur kontrovers diskutiert (MacDougal, 2003). Als mögliche Theorien werden eine Muskelfaser-Verzweigung mit nachfolgender Hypertrophie der „Tochter-Fasern“ und/oder Myogenese von Folland und Williams (2007) benannt.

Im Bereich der neurologischen Anpassungen herrscht ebenfalls eine große Debatte über deren Ursprung. Aufgrund der indirekten Beweise werden häufig Zweifel an der methodischen Belegung und damit an der neurophysiologischen Erklärung einer Rekrutierung, Frequenzierung, Synchronisation oder erhöhten Reflexaktivität erhoben (Folland & Williams, 2007). Der direkte Beweis einer erhöhten Rekrutierung wäre beispielsweise nach Folland und Williams (2007) nur durch den Nachweis nicht involvierter motorischer Einheiten vor dem Training möglich, das mit bisherigen Methoden jedoch unerfüllt bleibt. So wurden bislang eine gesteigerte muskuläre Kraft mit einer

vermehrten Rekrutierung motorischer Einheiten verbunden, wenn die mittlere EMG-Frequenz vor und nach dem Training gleich verblieb (Holtermann, Roeleveld, Vereijken & Ettema, 2005; Solomonow et al., 1990). Eine erhöhte Frequenzierung konnte bei trainierten älteren Gewichthebern im Vergleich zu untrainierten Gleichaltrigen sowie nach einem zwölfwöchigen Krafttraining festgestellt werden (Leong, Kamen, Patten & Burke, 1999; Van Cutsem, Duchateau & Hainaut, 1998). Dem entgegengesetzt konnten Patten et al. (2001) nach zwei Wochen Krafttraining keine erhöhte Frequenzierung nachweisen.

Weiterhin ist umstritten, inwieweit die Synchronisation von Muskelfasern oder Muskelgruppen einen entscheidenden neuronalen Trainingseffekt darstellt (Sale, 1988; Jones, Rutherford & Parker, 1989). Eine sequentielle Rekrutierung zum Erhalt oder zum Generieren von Kraft steht dieser These entgegen (Miller, Mirka & Maxfield, 1981).

Eine gesteigerte spinale und/oder supraspinale Reflexaktivität wird zum einen durch den H-Reflex (Erregbarkeit des Motoneuronenpools) oder zum anderen durch die V-Wave (efferente Motoneuronenaktivität während MVC) gemessen (Aagaard, Simonsen, Andersen, Magnusson & Dyhre-Poulsen, 2002; Scaglioni et al., 2002; Duclay & Martin, 2005). Wie Folland und Williams (2007) zusammenfassend darstellen, sind die Ergebnisse dieser neuronalen Anpassung ebenfalls kontrovers und der signifikante Einfluss auf die muskuläre Kraft nicht abschließend geklärt.

Der zeitliche Ablauf von neuronalen Anpassungen wird generell innerhalb von zwei bis vier Wochen beschrieben. Hypertrophie setzt vornehmlich ab der sechsten Trainingswoche ein. Die Proportion als auch der zeitliche Ablauf werden dabei als geschlechtsneutral bewertet (Bird et al., 2005).

Welche Anpassungen und daraus resultierenden Trainingseffekte durch eine Krafttintervention ermöglicht werden, hängt nach Toigo und Boutellier (2006) von unterschiedlichen molekularen und zellulären Anpassungsreaktionen ab, die durch eine einzigartige Kombination von mechano-biologischen (muskulär auf Krafttraining bezogenen) Trainingsreizen ausgelöst werden. Die muskuläre Tensegrität (Spannungsfestigkeit) wird gestört. Dies wird durch mechano-chemisch Signalketten weitergeleitet und trifft auf eine individuelle Responsematrix, die je nach Genotyp, Alter, Geschlecht,

Muskelarchitektur, Muskelsubsystemen, Muskelanthropometrie, Ernährungsstatus, hormonellem Status sowie immunologischem Status different ist (Toigo & Boutellier, 2006) (siehe Abb. 3).

Als hauptsächliche Auslöser einer veränderten muskulären Tensegrität konnten bislang Kontraktionsart, Muskellängenveränderung, Muskeldehnung, -spannung, -schaden, Rekrutierung sowie Frequenzierung motorischer Einheiten und die oxygene Homöostase ermittelt werden (Toigo & Boutellier, 2006; Wackerhage & Atherton, 2006).

Kausale Verbindungen bestehen bisher zwischen vereinzelten molekularen und zellulären Signaltransduktionen sowie morphologischer und metabolischer Anpassung. Die Verbindung zwischen mechano-biologischen Trainingsreizen selbst und möglicher Anpassungen bzw. Trainingseffekte verläuft in diesem Zusammenhang jedoch mehrdeutig (Toigo & Boutellier, 2006).

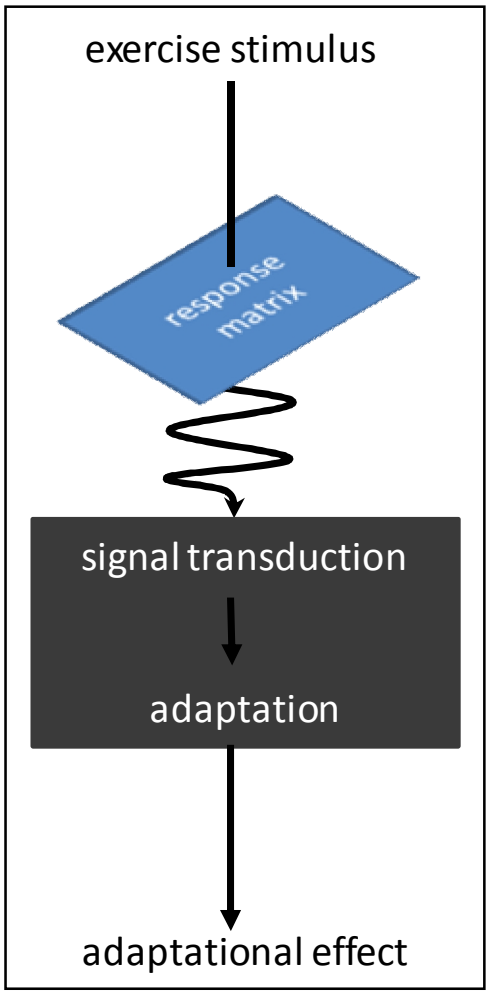


Abb. 3. Simplified model for the transduction of exercise-related skeletal muscle perturbations into structural adaptations with associated adaptational effect (Toigo & Boutellier, 2006, S. 644)

2.2.2 Definition der Elektromyostimulations (EMS) - Intervention

EMS stellt eine Krafttrainingsmethode dar, bei der die Skelettmuskulatur durch elektrischen Strom aktiviert wird. Dabei wird der Strom zumeist perkutan zusätzlich zu einer maximal willentlichen Muskelkontraktion appliziert (Gregory & Bickel, 2005; Malatesta, Cattaneo, Dugnani & Maffiuletti, 2003; Cabric & Appell, 1987).

Die ursprüngliche Applikation von EMS fand innerhalb der Rehabilitation bei Patienten mit motorischen Einschränkungen gegen Muskelatrophie statt (Maffiuletti et al., 2000; Banerjee, Caulfield, Crowe & Clark, 2005; Jubeau, Zory, Gondin, Martin & Maffiuletti, 2006; Hollmann, Hettinger & Strüder, 2009). In den vergangenen Jahren ist jedoch die Aufmerksamkeit, EMS in das Krafttraining von gesunden Sportlern und hoch trainierten Athleten einzuführen, stark angestiegen (Malatesta et al., 2003; Delitto, Brown, Strube, Rose & Lehman, 1989; Maffiuletti et al., 2000; Maffiuletti, Pensini & Martin, 2002b; Gondin, Guette, Ballay & Martin, 2005). So kann auch bei austrainierten Leistungssportlern durch alleiniges EMS-Training oder in Kombination mit klassischem Krafttraining eine Leistungssteigerung erzielt werden (Delitto et al., 1989; Gondin, Guette, Ballay & Martin, 2006; Brocherie, Babault, Cometti, Maffiuletti & Chatard, 2005; Kreuzer, Kleinoeder & Mester, 2006; Malatesta et al., 2003; Maffiuletti et al., 2000; Jubeau et al., 2006).

Den Ausgangspunkt leistungssportlicher Anwendung bildete in den 70er Jahren die Studie von Kots und Chwilon (1971), innerhalb der die Maximalkraft der Probanden um 30 - 40 % gesteigert werden konnte. Eine leistungssportliche Applikation wurde u.a. von Delitto et al. (1989) fortgeführt, mit der ein Gewichtheber aus der internationalen Spitze als hochaustrainierter Kraftsportler mit EMS in Kombination mit klassischem Krafttraining in 14 Wochen seine dynamische Maximalkraft um 20 kg verbessert hat. Nach Häkkinen und Keskinen (1989) wäre eine vergleichbare Steigerung mit herkömmlichen Methoden innerhalb von zwei Jahren realistisch anzustreben. Weitere Studien wie z.B. von Maffiuletti et al. (2000) zeigen darüber hinaus kurzzeitige Effekte innerhalb von vier Wochen. So konnten bei dieser Studie 20 Basketballer aus der zweiten französischen Liga mit sechs bis zehn Jahren Trainingserfahrung jeweils ihre isometrische Maximalkraft (bis zu +43 %) und ihre Sprungkraft (bis zu +17 %) durch dreimaliges

EMS-Training in der Woche erhöhen. Willoughby und Simpson (1996) konnten eine Steigerung der dynamischen Maximalkraft (1-RM) um +45 % bei College Basketballspielern bewirken. Ein besonderes Merkmal dieser Studie ist, dass das EMS-Training dynamisch durchgeführt wurde.

Die Trainingsmethode der EMS beruht dabei auf einer direkten oder indirekten elektrischen Reizung (des Muskels oder Nervs), die zu einer vom ZNS ungesteuerten Muskelkontraktion führt (Felder, 1994; Hollmann et al., 2009; Müller et al., 2003; Weineck, 2007). Da periphere Nervenfasern eine geringere Reizschwelle als die Muskelfasermembran haben, tritt eine indirekte Stimulation über die Nerven am häufigsten auf (Gillert, 1983; Benton, Baker, Bowmann & Waters, 2000). Ist ein elektrischer Reiz überschwellig, verändert sich das Ruhemembranpotential der Nervenfaser nach der „Alles-oder-Nichts-Regel“ in ein Aktionspotential und löst über die motorische Endplatte eine Kontraktion der Muskelfaser aus (DeMarées, 2002; Bossert, Jenrich & Vogedes, 2006).

Hollmann et al. (2009) und Weineck (2007) sehen allgemein die Vorteile einer EMS in einer erhöhten Muskelspannung durch maximale Aktivierung des kontraktilen Apparates (vgl. Delitto & Snyder-Mackler, 1990). Diese supramaximale Rekrutierung ab 50 Hz kennzeichnet insbesondere eine synchrone Aktivierung und erhöhte Frequenzierung gleicher motorischer Einheiten während der Belastung. Dabei werden bevorzugt große motorische Einheiten schneller fast-twitch-Muskelfasern aktiviert (Colson, Martin & Van Hoecke, 2000; Maffiuletti et al., 2000; Maffiuletti et al., 2002b; Pichon, Chatard, Martin & Cometti, 1995; Adams, O'Shea, O'Shea & Climstein, 1992; Dudley & Stevenson, 2003; Martin, Cometti, Pousson & Morlon, 1994).
Inwieweit das „Hennemann size principle“ von Willkürbewegungen bei zunehmender Belastung (Hennemann, Somjen & Carpenter, 1965) durch EMS vollständig umgekehrt wird, ist jedoch weiterhin in der Literatur umstritten.
Cabric, Appell und Resic (1988), St. Pierre et al. (1986) sowie Maffiuletti et al. (2002a) kommen aufgrund ihrer Studienergebnisse zu dem Schluss einer Umkehrung des Größenprinzips, wonach entgegen dem Üblichen zuerst die fast-twitch- und dann die slow-twitch-Fasern rekrutiert werden. Cabric et al. (1988) zeigen z.B., dass durch tägliche,

zehnminütige EMS über einen Zeitraum von 19 Tagen das Mitochondrienvolumen und der Muskelkern vergrößert werden konnten, wobei dies insbesondere bei den fast-twitch-Fasern auftrat. Enoka (1988), Delitto und Snyder-Mackler (1990) sowie Garnett und Stephens (1981) gehen zudem davon aus, dass eine perkutane Stimulation affarente Impulse von Hautnerven auslösen. Dabei werden die Motoneuronen kleiner langsamer motorischer Einheiten zentral gehemmt und große schnelle Einheiten erhalten den Vorzug.

Die These einer Teilverschiebung unterstützen die Studien von Vanderthommen et al. (2002). Hiernach werden die fast-twitch-Fasern bereits bei niedrigen Intensitäten zusätzlich zu den slow-twitch-Fasern unter EMS für eine Muskelkontraktion hinzugezogen.

Keine Hinweise auf eine Umkehrung sehen andere Autoren. Sie charakterisieren elektrostimulierte Muskelkontraktionen durch eine unselektive Rekrutierung unabhängig des Muskelfasertyps und machen sie von der Lage der Elektrode, der gewählten Muskelgruppe und der morphologischen Anordnung der Axone abhängig (Gregory & Bickel, 2005; Jubeau, Gondin, Martin, Sartorio & Maffiuletti, 2007; Adams, Harris, Woodard & Dudley, 1993).

Weitere Vorteile der EMS sind nach Hollmann et al. (2009) und Weineck (2007), dass die Ermüdungshemmung des ZNS umgangen wird. Damit kann die Muskelanspannung länger gehalten werden, eine höhere Wiederholungszahl und ein höherer Belastungsumfang werden möglich (vgl. Müller et al., 2003). EMS stimuliert die motoneuralen Axone distal vom Rückenmark, so dass inhibitorische Einflüsse, welche bei willkürlichen Muskelkontraktionen auftreten, abwesend sind (Dudley & Stevenson, 2003). Als vorteilhaft werden darüber hinaus von den Autoren die zeitliche Kürze des EMS-Trainings mit vergleichbarer Effektivität (30 min) zu einem gewöhnlich längeren Krafttraining an Maschinen (ein bis zwei Stunden) und der gezielte Einsatz auf bestimmte Muskelgruppen benannt.

Als Nachteile werden zusammengefasst, dass Funktionen wichtiger Regelkreise und Koordinationssysteme (wie z.B. „Hennemann size principle“), Protektions- und Steue-

rungsfunktionen der Propriorezeptoren sowie physiologische und psychologische Schutzmechanismen ausgeschaltet werden (Hollmann et al., 2009; Weineck, 2007).

2.2.3 Definition der Vibrationsintervention

Zur Steigerung muskulärer Kraft wurden bereits Ende der 70er Jahre Vibrationsplattformen und Vibrationshanteln eingesetzt, um Kraftzuwächse durch neuronale Aktivierung der Muskulatur ohne Verwendung schwerer Zusatzlasten zu erlangen (Hollmann et al., 2009; Müller et al., 2003; Weineck, 2007).
In diesem Zusammenhang wird unter dem Begriff „Vibration“ eine oszillierende Bewegung verstanden. Per Definition ist die Bewegung nicht konstant, sondern abwechselnd grösser und kleiner als ein Durchschnittswert (Griffin, 1996). Der Trainierende erfährt also während der Vibration einen mechanischen Reiz in Form von Schwingungen bzw. Stößen, die seinen Körper aus der bisherigen Ruheposition auslenken (Spitzenpfeil, 2000).
Vibrationen durch äußere Kräfte auf körperliche Gewebe sind im Sport natürliche Erfahrungen (z.B. beim Tennisschlag) (Cardinale & Wakeling, 2005). Während eines gezielten Vibrationstrainings werden jedoch Schwingungen appliziert, die sinusförmig und periodisch determiniert sind (Griffin, 1996). Nicht-periodische, zufällige Schwingungen sind als sehr belastend einzustufen, da jede Schwingung als Einzelreiz erfahren wird (Mester, Spitzenpfeil, Schwarzer & Seifriz, 1999). Die meisten Vibrationstrainingsgeräte bedienen sich deshalb der determinierten, periodischen und sinusförmigen Vibration.

Die sportliche Anwendung von Vibration findet dabei ihren Ausgangspunkt in Untersuchungen von Eklund und Hagbarth (1966), Rack (1966), Burke et al. (1967) sowie Marsden, Meadows und Hodgson (1969). Erste gezielte Untersuchungen für den Leistungssport stammen aus der ehemaligen UdSSR wie z.B. die von Nazarov und Spivak (1985; 1987). Sie konnten bei Leistungsturnern einen Zuwachs der isometrischen Maximalkraft (F_{max}) der Schultermuskulatur (+50 bis +60 %) nach 12 Trainingseinheiten nachweisen. Im Gegensatz dazu erlangte die Kontrollgruppe mit Krafttraining an Maschinen eine geringere Verbesserung von +20 %. Weber (1997) stellte dieses Studien-

design nach und konnte ebenfalls hohe Kraftzuwächse nach einem Vibrationstraining von +24 % und +34 % nachweisen.

Die Wirkungsweise der Vibrationstrainingsmethode wird mehreren Faktoren zugeschrieben. Zum einen sollen eine erhöhte Rekrutierung und Frequenzierung motorischer Einheiten sowie ihrer synchrone Aktivierung vorliegen (Cardinale & Bosco, 2003; Issurin & Tenenbaum, 1999; Bosco et al., 1999). Zum anderen sollen vermehrt die fast-twitch-Fasern angesprochen werden sowie willentlich schwer erreichbare Muskelgruppen angeregt werden können (Mileva, Naleem, Biswas, Marwood & Bowtell, 2006; Müller et al., 2003; Mester, Hartmann, Seifriz, Schwarzer & Spitzenpfeil, 2001; Martin & Park, 1997; Rittweger, Beller & Felsenberg, 2000).
Veranlasst wird diese erhöhte neuronale Aktivität durch eine hochfrequente Muskellängenveränderung, die zu einer zyklischen Auslösung des Muskeldehnungsreflexes führt (Müller et al., 2003). Hiernach regen die Muskelspindeln der sog. intrafusalen Fasern die Muskulatur bei Dehnung über einen monosynaptischen Dehnungsreflex zur Kontraktion je nach Geschwindigkeit und Länge der Dehnungsänderung an (Hollmann et al., 2009). „Die Übertragung von Vibrationen auf einen Muskel-Sehnen-Komplex verursacht eine rhythmische Reizung der Muskelspindeln mit entsprechender Erhöhung des afferenten Outputs. Auf efferenter Seite kann dies zu rhythmischen, reflektorischen Kontraktionsabläufen führen“ (Haas, Turbanski, Kaiser & Schmidtbleicher, 2004, S. 36). Da die Abfolge von Dehnung und Verkürzung hochfrequent und zyklisch verläuft, kommt es zu einer andauernden Muskelkontraktion, die auch „tonischer Vibrationsreflex“ (TVR) genannt wird (Eklund & Hagbarth, 1966; Hagbarth & Eklund, 1966; Martin & Park, 1997; Bosco et al., 1999).
Dem Dehnungsreflex wird in der Analyse von Schwingungen die dominante Rolle unter den menschlichen Reflexen zugesprochen, da die Stimulationsfrequenz mit der „sensorischen Bestfrequenz“ am meisten übereinzustimmen scheint (Spitzenpfeil, 2000; Haas et al., 2004). Bestätigt wird dies durch Studien, die den Dehnungsreflex durch Barbiturate oder Ischämie unterdrückten und damit den Auslösemechanismus durch Vibration ableiten konnten (Hori, Hiraga & Watanabe, 1989; Künnenmeyer & Schmidtbleicher, 1997). Zudem werden die Synchronisation der motorischen Einheiten sowie die Aktivierung der schnellen Muskelfasern hauptsächlich dem Dehnungsreflex zugesprochen

(Müller et al., 2003; Burke, Hagbarth, Löfstedt & Wallin, 1967; Lippold, Redfearn & Vuco, 1957). Wird ein Pool von Muskelspindeln durch eine Schwingung gleichzeitig erregt, kommt es zu einer synchronen Entladung der zugehörigen Motoneuronen. Da die Leitungsgeschwindigkeit der fast-twitch-Fasern am schnellsten ist, wird die Reihenfolge zu einer willentlichen Bewegung umgekehrt.

Der Auslöser einer verbesserten neuronalen Aktivierung wird auch in einer Antagonistenhemmung gesehen, die insbesondere bei Trainierten auftritt (Eklund & Hagbarth, 1966; Cardinale & Bosco, 2003). Autogene Hemmung lösen die Golgi-Sehnen-Organe über einen Schutzreflex bei stark erhöhter Muskelspannung aus (Hollmann et al., 2009), so dass in diesem Reflex ein weiterer Wirkmechanismus von Vibration gesehen wird. Im Gegensatz dazu geht Issurin (2005) davon aus, dass der TVR den hemmenden Effekt der Golgi-Sehnen-Organe unterdrückt (vgl. Mester et al., 1999). Den Vorteil einer Vibrationsbelastung betonen Berschin und Sommer (2004) darüber hinaus in einer Koaktivierung des Agonisten und Antagonisten am Beispiel der Kniebeuge- und der Kniestreckmuskulatur, die zu einer verbesserten Gelenkstabilität führen soll.

Zweifel an dem Wirkmechanismus des Dehnungsreflexes unter Vibration erheben Norlund und Thorstensson (2007). Sie sehen den TVR als nicht bewiesen an, da der Versuchsaufbau von Eklund und Hagbarth (1966) different ist. Sie sehen einen geringen Zusammenhang zwischen diesen grundlegenden Experimenten und sportlicher Interventionen. Des Weiteren sei selten diskutiert und noch nie gezeigt worden, wie ein solcher Mechanismus eine nachhaltig positive Wirkung auf die muskuläre Kraft und Sprungleistung haben kann (Nordlund & Thorstensson, 2007). Eklund und Hagbarth (1966) applizierten die Vibration auf die Muskelsehne und nicht auf den Muskelbauch in einer höheren Frequenz und geringeren Zeitspanne als in einem üblichen Trainingsdesign. Bongiovanni, Hagbarth und Stjernberg (1990) sowie Ribot-Ciscar, Rossi-Durand und Roll (1998) stellten bei einer Stimulation des Muskelbauches (> 30 s) eine Abnahme der Muskelaktivität fest, welche durch eine verringerte Frequenz der Muskelspindelaktivität, einen Anstieg der präsynaptischen Hemmung und/oder eine Abnahme der Neurotransmitterabgabe begründet wird (Nordlund & Thorstensson, 2007). Crone und

Nielsen (1994) verweisen zudem auf die antagonistische reziproke Hemmung beim Dehnungsreflex.

So sehen Nordlund und Thorstensson (2007) eine chronische Anpassung auf eine Vibrationsintervention eher in der Fähigkeit, die neuronale Ansteuerung des Agonisten und die intermuskuläre Koordination mit dem Antagonisten zu verbessern. Zudem fehlt ihnen der Beweis für den Benefit von Vibrationstraining als Ergänzung oder Ersatz von Krafttraining an Maschinen. Die Trainingsergebnisse erschienen für sie zu unspezifisch. Nach Nordlund und Thorstensson (2007) gibt es insbesondere einen Mangel an Verständnis zu physiologischen Mechanismen der Anpassung auf Schwingungsbelastung und der Eignung von Trainingsreizen, um Kraftparameter zu steigern und dennoch die Sicherheit des Athleten zu gewährleisten.

2.2.4 Forschungsstand mechanischer und elektrischer Trainingsreize

Im Folgenden wird der Forschungsstand von Trainingsreizen der Kraftinterventionen an Maschinen, mit EMS und unter Vibration dargestellt. Für die Zielstellung dieser Arbeit ist es wesentlich festzustellen, welche Trainingsreize in empirischen Studien bislang beschrieben und zukünftig gefordert werden, um den Ausgangspunkt einer systematischen Evaluation von Effekten zu legen.

2.2.4.1 Trainingsreize des Krafttrainings an Maschinen

Untersuchungen der letzten 50 Jahre haben unterschiedlichste Formen des Krafttrainings an Maschinen (z.B. Einsatz- versus Mehrsatztraining, konzentrische versus exzentrische Muskelbewegung, isolierte versus komplexe Trainingsformen) zur Auslösung krafttrainingsspezifischer Adaptation erarbeitet. Neuromuskuläre, neuroendokrine und muskuloskelettale Anpassungen werden daher mit verschiedensten Trainingsreizen in Verbindung gebracht.

Die Pionierarbeit leisteten DeLorme (1945) sowie DeLorme und Watkins (1948). Sie beschrieben die grundlegendsten Trainingsreize „load, frequency, duration and intensity“, welche als Eckpfeiler für eine progressive Gestaltung von Krafttraining galten. Um das Training direkter beschreiben zu können, definiert Kraemer (1983) diese Angaben in Zusatzlast (RM), Wiederholungs- und Serienzahl, Übungsauswahl, Übungsreihenfolge und Pausenlänge um. Das American College of Sports Medicine (2002) er-

gänzt des Weiteren: Muskelkontraktionsform, Geschwindigkeit der Einzelwiederholung und Trainingseinheiten pro Woche.

Als bedeutendste Trainingsreize werden die Wiederholungs-, die Serienzahl und die Zusatzlast gesehen (Tan, 1999). Aus allen drei Faktoren kann das Belastungsvolumen einer Trainingseinheit ermittelt werden (Serie x Wiederholung x Zusatzlast) (Baker, Wilson & Carlyon, 1994b; American College of Sports Medicine, 2002).

Die Zusatzlast wird in diesem Zusammenhang zumeist als prozentualer Anteil des 1-RM oder als maximal ausbelastende Wiederholungen (3 - 15-RM) beschrieben. Die Reizschwelle von einem Drittel des 1-RM sollte überschritten werden, um Anpassungen muskulärer Kraft auszulösen (Kraemer et al., 2002a). Generelles Ziel ist es, die Zusatzlast im Verlaufe des Trainingsprozesses progressiv zu steigern, so dass die Serien und Wiederholungszahlen ausbelastend bleiben.

Darüber hinaus ist das Pausendesign ein maßgeblich bestimmender Reiz für die Intensität des Belastungsvolumens (Kraemer, 1983). Die Länge der Pause wird in erster Linie durch die Zusatzlast, die Serienzahl, den Trainingsstatus und das übergeordnete Trainingsziel festgelegt (siehe Tab. 17).

Tab. 17. Empfehlungen für Pausenzeiten bezogen auf verschiedene Trainingsziele (Schmithüsen, 2008. S. 9)

Trainingsziel	Pausenzeiten/Serie	Autoren
Kraftausdauer	30 - 60 Sekunden	(Fleck & Kraemer, 1988; Smilios, Pilianidis, Karamouzis & Tokmakidis, 2003)
Hypertrophie	1 - 2 Minuten	(Smilios et al., 2003; Kraemer et al., 1991)
Maximalkraft	3 - 5 Minuten	(Larson & Potteiger, 1997; Smilios et al., 2003)
Schnellkraft	8 - 10 Minuten	

Eine Erholung von einer Serienbelastung kann vollständig oder nur teilweise erfolgen, so dass das Pausendesign hormonelle und metabolische Effekte unterschiedlich anspricht (Kraemer et al., 1999). Nach 3 - 5 min sind die kurzzeitigen Energiequellen wieder regeneriert (ATP und PCr) (Kraemer, Ratamess & French, 2002b). Studien mit 1 min Pause und ausbelastenden 10-RM-Serien konnten hingegen eine erhöhte Blutlaktatkonzentration und eine erhöhte GH-Ausschüttung nachweisen (Kraemer et

al., 1991), so dass von einer unvollständigen Erholung während der Pausenzeit ausgegangen werden kann.

Neben der Pausenlänge ist entscheidend, welche Übungen ausgewählt und in welcher Reihenfolge sie im Training durchgeführt werden. Typische Vorgehensweisen sind Ganzkörper- oder Teilkörpereinheiten, mehr- oder eingelenkige Übungen sowie Haupt- vor Hilfsmuskelgruppen zu trainieren (Hass, Feigenbaum & Franklin, 2001; Bird et al., 2005).

Nach Hass et al. (2001) sowie dem American College of Sports Medicine (2002) helfen eingelenkige Übungen Defizite gezielt aufzuarbeiten und bergen geringere Verletzungsgefahr aufgrund niedrigerer technischer Anforderungen. Mehrgelenkige Übungen gelten dagegen als praxisnaher und ermöglichen eine höhere Trainingsintensität, da höhere Zusatzlasten verwendet werden können und sie koordinativ anspruchsvoller sind (Hass et al., 2001; Kraemer et al., 2002b). Ähnlich verhält es sich mit der Vorgehensweise, Hauptmuskelgruppen vor Hilfsmuskeln zu trainieren. Durch das Training von Hauptmuskelgruppen ohne vorermüdete Hilfsmuskeln kann eine höhere Trainingsintensität erreicht werden, die zu einer vermehrten Hormonausschüttung und zu einer größeren Maximalkraftzunahme führt (Sforzo & Touey, 1996; Kraemer & Ratamess, 2003).

Die Trainingsgestaltung über die Einheit hinaus stellt durch die Regenerationszeit ebenfalls einen wesentlichen Trainingsreiz dar. Je nach Anzahl von Trainingseinheiten pro Woche erfolgt eine 100 %ige Erholung oder eine eingeschränkte Wiederherstellung der Leistungsfähigkeit. Einflussfaktoren auf die Einheiten pro Woche sind Trainingsform, Trainingsstatus und individuelle Erholungsfähigkeit (Kraemer, Fleck & Deschenes, 1988).

Tab. 18. Empfehlungen für Regenerationszeiten bezogen auf verschiedene Trainingsziele (Schmithüsen, 2008, S. 13 modifiziert nach Froböse & Fiehn, 2003, S. 18)

Regenerationsprozess	Mit aerob-alaktazider Energiebereitstellung (Kraftausdauertraining /intermuskuläres Koordinationstraining)	Mit anaboler Wirkung (Hypertrophie)	Mit Wirkung auf das neuromuskuläre System (Koordinationstraining/intra muskuläres Koordinationstraining)
Laufende Regeneration	Unbedeutsam	Unbedeutsam	Bei kurzen Belastungen nach der Wiederholungsmethode mit großen Pausen
Schnellregeneration (sehr unvollständig)	Nach 2 - 3 h	Nach 2 - 3 h	Nach 2 - 3 h
90-95 %ige Regeneration (unvollständig mit guter Leistungsfähigkeit)	Nach 12 - 18 h	Nach 18 h	Nach 18 h
Vollständige Regeneration des Gleichgewichtes der Stoffwechselprozesse (erhöhte Leistungsfähigkeit)	Nach 48 - 72 h	Nach 72 - 84 h	Nach 72 h

Entsprechend der Aufstellung in Tab. 18 erwiesen sich zwei bis drei Trainingseinheiten pro Woche bei untrainierten bis trainierten Probanden als effektiv, dadurch, dass eine vollständige Erholung sicher gestellt werden konnte. Im Leistungssport werden bewusst Trainingseinheiten unter Vorbelastung mit einer höheren Frequenz (vier bis sechs Einheiten pro Woche) angesetzt, um die Trainingsintensität zu steigern und Wettkampfstrukturen (z.B. Turniere) widerzuspiegeln (American College of Sports Medicine, 2002; Rhea et al., 2003). Die Gefahr, in den Zustand eines Übertrainings zu geraten, steigt, je unvollständiger eine Regeneration auf eine Trainingseinheit erfolgen kann (Hass et al., 2001).

Kritik an der bisherigen Beschreibung von Trainingsreizen in empirischen Studien üben Toigo und Boutellier (2006, S. 643): „Unfortunately, the definition of (resistance) exercise conditions in the past and present literature is insufficient."

So bestehen zwar nach einer Kraftintervention kausale Verbindungen zwischen molekularen sowie zellulären Signaltransduktionen und strukturellen, kontraktilen sowie metabolischen Adaptationen. Welche mechano-biologischen Trainingsreize einer Intervention jedoch konkret zu diesen Anpassungsprozessen führen, verbleibt bislang

ungeklärt. Die Identität des anabolen Signals, seine Rezeptoren und die Reizschwelle zur Auslösung von Anpassungen sind nach Wackerhage und Atherton (2006) noch weitgehend unbekannt.

Um die Verbindung zwischen mechano-biologischen Trainingsreizen, der Signaltransduktionen und Adaptationen zu vertiefen, empfehlen Toigo und Boutellier (2006) eine erweiterte Beschreibung von Trainingsreizen und eine systematische Evaluation dieser mit einem bestimmten Probandenkollektiv (siehe Tab. 19).

Tab. 19. Ausdifferenzierung mechano-biologischer Trainingsreize - Krafttraining an Maschinen (Toigo & Boutellier, 2006, S. 648)

X_1 Ausmaß der Zusatzlast X_2 Anzahl der Wiederholungen X_3 Anzahl der Serien X_4 Pause zwischen den Serien X_5 Anzahl der Trainingseinheiten pro Woche X_6 Dauer des gesamten Trainingszeitraums	**Klassische Beschreibung von Trainingsreizen**	**Gesamte Beschreibung von Trainingsreizen**
X_7 Zergliederung einer einzelnen Wiederholung in die Kontraktionsformen und deren zeitliche Dauer in Sekunden X_8 Pause zwischen den Wiederholungen X_9 Zeit unter Spannung (TUT) X_{10} Grad der willentlich muskulären Ermüdung X_{11} Bewegungsausmaß (ROM) X_{12} Regenerationszeit zwischen den Trainingseinheiten X_{13} Anatomische Definition der Trainingsübung	**Erweiterte Beschreibung von Trainingsreizen**	

Die Dekodierung von diesen erweiterten Trainingsreizen erfolgte von empirisch belegten Anpassungen über bekannte Signaltransduktionen hin zu möglichen krafttrainingsinduzierten Auslösern (siehe Abb. 4).

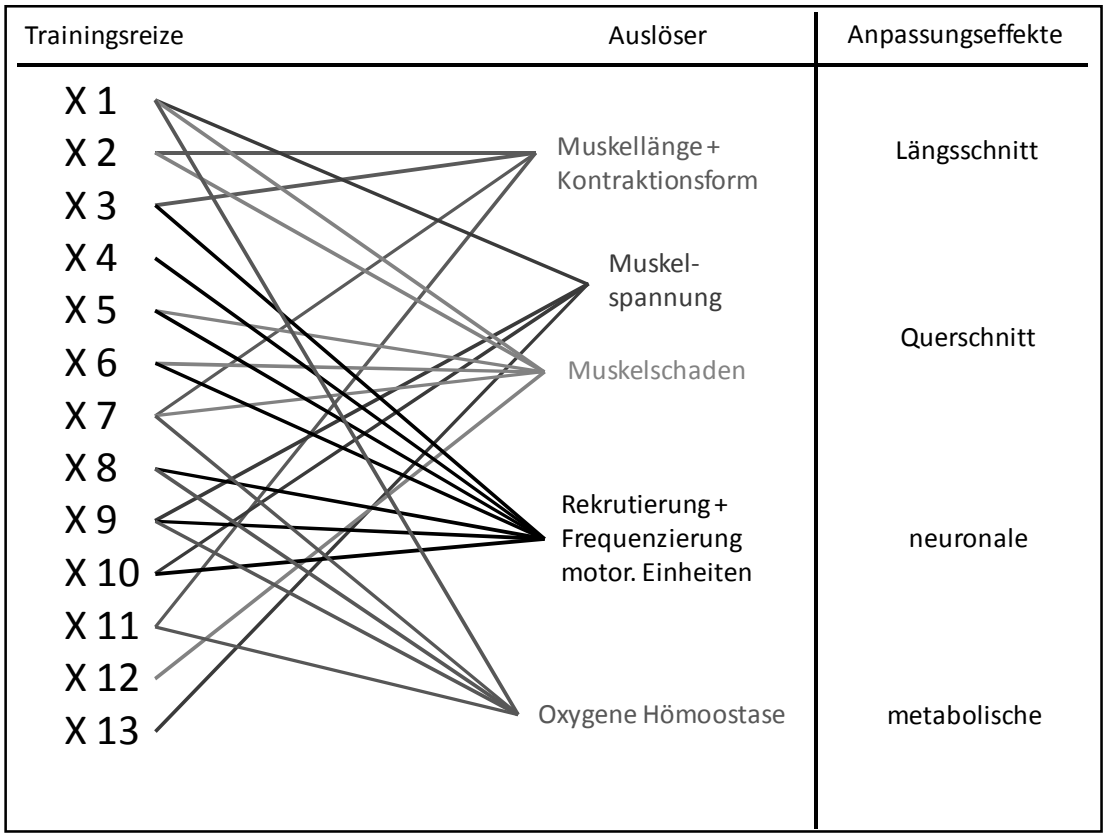


Abb. 4. Dekodierung krafttrainingsinduzierter Anpassungen

Demnach wird von Toigo und Boutellier (2006) die Vergrößerung des Muskellängsschnitts insbesondere durch Muskellängenveränderungen und -kontraktionsformen ausgelöst, denen die mechano-biologischen Trainingsreize x_2, x_3, x_7, x_{11} zur Beschreibung zugeordnet werden. So wird die Serien- und die Wiederholungszahl durch die Definition der Einzelwiederholung und die ROM ergänzt. Die Normierung der Einzelwiederholung im Krafttraining erfolgt in einer zeitlichen Benennung der konzentrischen, der isometrischen und der exzentrischen Bewegungsphase (Hollmann et al., 2009). Mit diesen Trainingsreizen wird die Kraft-Längen-Relation sowie der Unterschied zwischen isometrischer und dynamischer Muskelkontraktion in der Interventionsbeschreibung vertieft.

Der Querschnittsvergrößerung wird insbesondere die Muskelspannungsänderung als auslösender Mechanismus zugeordnet. Die Muskelspannung wird vornehmlich durch die Zusatzlast, die TUT, den Grad der willentlichen Ermüdung des Muskels und der anatomischen Beschreibung der Übung beschrieben ($x_{1,}$ $x_{9\text{-}10,}$ x_{12}). Die TUT bringt dabei das Belastungsvolumen aus Serien- und Wiederholungszahl mit der zeitlichen Definition

der Einzelwiederholung zusammen. Das Maß einer überschwelligen Spannung konnte dabei bislang nicht festgestellt werden (Siff, 2001). Zudem kann die Spannungsdauer nicht der alleinige Auslöser für Krafttrainingseffekte sein, wenn eine weitere Hauptbeanspruchungsform, die Ausdauer, in eine solche Überlegung einbezogen würde (Crewther et al., 2005). So kommt die Variable x_{10} hinzu, die den Grad der Ermüdung festhält. Des Weiteren muss die technisch-anatomische Durchführung (x_{13}) beachtet werden. So ändert z.B. eine ballistische gegen eine nicht-ballistische Bewegungsausführung trotz gleicher TUT und zeitlich definierter Einzelwiederholung den Kraftimpuls innerhalb einer Einzelwiederholung erheblich. Ballistische Bewegungen, die während des Laufens, des Springens oder des Werfens auftreten, beinhalten eine explosive Muskelaktivität, gefolgt durch Phasen der Entspannung, in dem die Bewegung durch gespeicherte Energie weiterverläuft (Siff, 2001).
Bei der Dekodierung des Auslösemoments Muskelschaden wird der Fokus auf typische Trainingsreize gelegt, wobei insbesondere die Pausengestaltung innerhalb der Trainingseinheit und zwischen den Trainingseinheiten Schwerpunkte setzt ($x_{1\text{-}2,}$ $x_{5\text{-}7,}$ x_{12}).
Der neuronalen Anpassung durch Rekrutierung und Frequenzierung der Muskelfasern wird das Pausendesign zwischen einzelnen Wiederholungen (x_8) neben den erweiterten Trainingsreizen TUT, dem Ermüdungsgrad ($x_{9\text{-}10}$) und den klassischen Beschreibungen ($x_{3\text{-}6}$) als Trainingsreiz zugeordnet (siehe Abb. 4). Der Trainingsreiz, die Pause zwischen den Serien (x_4), wird dabei insbesondere neuronaler Anpassung zugeordnet.

Schlussendlich werden metabolische Anpassungen durch die Störung der oxygenen Homöostase bewirkt. Ihre Dekodierung erfolgt neben der Zusatzlast (x_1) hauptsächlich durch die erweiterten Beschreibungen $x_{7\text{-}9;}$ x_{11} (siehe Abb. 4). So gibt die Größe der aktiven und/oder passiven Muskelspannung vor, in welchem Maße die Durchblutung des Muskels verringert wird. Dabei ist die Durchblutung des Zielmuskels weniger bei konzentrischer als bei exzentrischer Bewegung eingeschränkt (Toigo & Boutellier, 2006).

2.2.4.2 Trainingsreize der Elektromyostimulation (EMS)

Insgesamt werden drei verschiedene elektrische Stimulationsmethoden für das Krafttraining angewendet, die lokale, die Ganzkörper-EMS (GK-EMS) und die EMS in Kombination mit klassischen Krafttrainingsformen (Kombi-EMS).

Bei der lokalen EMS wird eine Muskelgruppe isoliert stimuliert (z.B. m. quadriceps femoris), indem die Elektroden gezielt auf den jeweiligen Muskelbauch platziert werden (Brocherie et al., 2005; Colson et al., 2000; Delitto & Robinson, 1989; Jubeau et al., 2006; Malatesta et al., 2003; Paillard et al., 2005).

Im Gegensatz dazu wird bei der GK-EMS ein Elektrodengurtesystem bzw. eine Elektrodenweste verwendet, so dass mehrere Muskelgruppen und insbesondere Agonist und Antagonist gleichzeitig stimuliert werden können. Die Elektroden verlaufen dabei ebenfalls über den Muskelbauch der stimulierten Muskelgruppe (Kreuzer et al., 2006; Boeckh-Behrens & Treu, 2002; Boeckh-Behrens, Benner & Stötzel, 2003a; Boeckh-Behrens & Bengel, 2005; Boeckh-Behrens & Montag, 2006).

Weiterhin sind Untersuchungen mit kombiniertem Training (EMS/Krafttraining an Maschinen) durchgeführt worden (Müller et al., 2003; Maffiuletti, Dugnani, Folz, Di Pierno & Mauro, 2002a; Delitto et al., 1989).

Nach Lake (1992) gibt es für die Trainingsmethode der EMS insgesamt sechs verschiedene Trainingsreize: Impulsart, -höhe, -breite, -anstieg, Stimulationsfrequenz und „duty cycle“.

Bei der *Impulsart* wird zwischen monophasischem und biphasischem Impulsstrom unterschieden, wonach die Fließrichtung entweder gleichgerichtet oder wechselnd ist (Lake, 1992; Bossert et al., 2006). In empirischen Studien wird der biphasische Impuls bevorzugt, da durch die wechselnden Fließrichtungen (+/-) der Nettostromfluss bei null liegt. Gefahren einer Elektrolyse wie beim monophasischen Impulsstrom sind nicht gegeben. Zudem ist er im Training besser tolerierbar und damit intensiver einzustellen (Snyder-Mackler, Garrett & Robertson, 1989; Kramer, Lindsay, Magee, Mendryk & Wall, 1984).

Die *Impulshöhe* (Stromstärke in mA) bestimmt die Stärke der Muskelkontraktion. Je höher sie ausgewählt wird, umso stärker kontrahiert der Muskel. Die Steuerung dieses Trainingsreizes erfolgt in empirischen Studien zumeist nach der individuellen Schmerzgrenze (Brocherie et al., 2005; Gondin et al., 2005; Gondin et al., 2006; Jubeau et al., 2006; Kreuzer et al., 2006; Maffiuletti et al., 2000). Die eigene Toleranz ist wiederum vom individuellen Schmerzempfinden, der Impedanz der Haut und dem Unterhautfettgewebe abhängig (Lake, 1992). Während einer EMS-Intervention findet eine deutliche Gewöhnung an die Impulshöhe statt, so dass sie wie die Zusatzlast beim Krafttraining an Maschinen progressiv gesteigert werden kann (Lake, 1992; Malatesta et al., 2003; Maffiuletti et al., 2000). Die maximale Obergrenze wird bei 100 mA gesetzt. Hier ist nach Cabric und Appell (1987) eine Steigerung der Muskelkontraktion nicht mehr möglich.

Welche Trainingsintensität bei welcher Impulshöhe individuell vorliegt, wird in einigen Studien durch die prozentuale MVC des Muskels bestimmt. Selkowitz (1985) sieht hierbei eine über 90 %ige Aktivierung des Muskels als notwendig an, um einen überschwelligen Reiz zu applizieren. Babault et al. (2007), Maffiuletti et al. (2000) und Delitto et al. (1989) benennen eine Aktivierung von über 50 %. Dem entgegengesetzt sehen Bax, Staes & Verhagen (2005) sowie Lai, DeDomenico und Straus (1988) die prozentuale MVC nicht als entscheidenden Trainingsreiz fürs EMS-Training an, um Kraftzuwächse zu erhalten.

Die *Impulsbreite* beschreibt die Wirkdauer des Impulses in Mikrosekunden (µs). Je länger die Impulsbreite ist, desto intensiver wirkt der Impuls und tiefliegende Muskelfasern können stimuliert werden. Sie wird durch den geringsten Zeitbedarf der Schwellen-Stromstärke zur Auslösung eines Aktionspotentials auf der Nervenfaser begrenzt und liegt zwischen 80 - 800 µs (Bossert et al., 2006; Bowman & McNeal, 1986; Baker, McNeal, Benton, Bowman & Waters, 1993). Hultman et al. (1983) empfehlen eine Breite von über 500 µs, da bei einer Senkung unterhalb dieses Wertes die Kraftzunahme deutlich geringer ausfiel. Im Gegensatz dazu stehen Studien, die eine Höhe von 300 - 400 µs empfehlen, da hohe Impulsbreiten als sehr unangenehm empfunden werden (Bossert et al., 2006).

Mit der *Impulsform* wird der Verlauf des applizierten Impulses beschrieben. Je nach Anstiegs- bzw. Abstiegszeiten gibt es rechteckige, sinusförmige, dreieckige und nadelförmige Impulsformen (siehe Abb. 5).

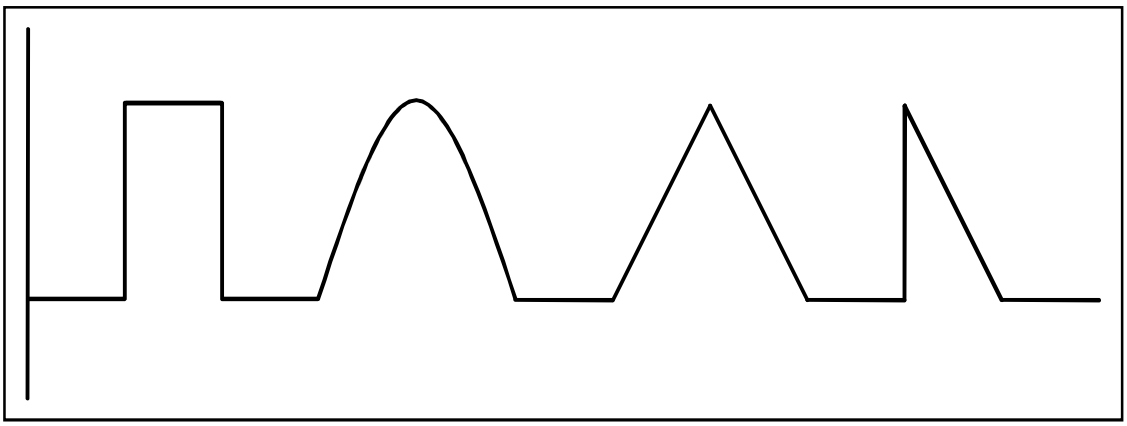


Abb. 5. Darstellung der Impulsformen: Rechteck-, Sinus-, Dreieck- und Nadelimpuls (Bossert et al., 2006, S. 11)

Die Bewertung der Impulsanstiegsart ist durch die bisher erhobenen Ergebnisse noch unklar. Lake (1992) empfiehlt daher, einer angenehmen Empfindung im Training Vorrang zu geben. Auf den Interferenzstrom (Bircan et al., 2002) oder „Russin Current" (Kots & Chwilon, 1971) wird in dieser Arbeit nicht weiter eingegangen (vgl. Bossert et al., 2006).

Als weiteren Trainingsreiz der EMS benennt Lake (1992) die *Stimulationsfrequenz*, die angibt, wie viele Stromimpulse pro Sekunde (Hz) eingeleitet werden. Die Literaturangaben sind auch in diesem Bereich vielfältig. Kramer (1987) erzielt mit 20 Hz die größte Steigerung des maximalen Drehmoments. Poumarat, Squire und Lawani (1992) empfehlen hingegen eine Frequenz zwischen 30 - 70 Hz, Binder-Macleod und Guerin (1990) zwischen 60 - 100 Hz sowie Cometti (1988) zwischen 50 - 100 Hz. Studien der GK-EMS liegen zwischen 80 und 85 Hz (Boeckh-Behrens & Montag, 2006; Kreuzer et al., 2006). Cabric et al. (1988) begründen eine höhere Frequenz mit der Aktivierung von schnellen Muskelfasern. Die Frequenz der unterschiedlichen Fasertypen teilt Appell (1997) dafür wie folgt ein: Typ I 2 - 15 Hz; Typ II > 35 Hz; Tetanus > 50 Hz; max. Frequenz > 70 Hz. Blümel (1992) fasst hingegen mit 50 - 200 Hz den Bereich einer Dauerkontraktion über die höchste Frequenz Appells zusammen. Bossert et al. (2006) legen das Frequenzin-

tervall der Typ II-Faser zwischen 50 - 60 Hz fest. Eine einheitliche Orientierung für die Stimulationsfreqenz existiert somit auch nicht in den Frequenzen des Muskelfaserspektrums.

Der abschließende Trainingsreiz ist der *„duty cycle“*. Während der EMS wird zwischen „on-time“ (Strom an) und „off-time“ (Strom aus) unterschieden, die als ein „total cycle“ zusammengefasst werden. Der „duty cycle“ bezeichnet nun die „on-time“ im Vergleich zum „total cycle“ in Prozent (Lake, 1992). Eine Zusammenfassung der Studien zeigt „duty cycle“ unter 50 % (Brocherie et al., 2005; Cabric, Appell & Resic, 1988; Gondin et al., 2005; Gondin et al., 2006), über 50 % (Boeckh-Behrens & Treu, 2002; Boeckh-Behrens et al., 2003a; Boeckh-Behrens, Niewöhner & Walz, 2003b) und gleich 50 % (Kreuzer et al., 2006; Boeckh-Behrens & Mainka, 2006a). Appell (1997) empfiehlt ein Verhältnis von eins zu eins oder eins zu fünf, um eine ausreichende Regenerationszeit zur Auffüllung der Energiespeicher sowie einer Restitution der motorischen Endplatte zu gewährleisten (vgl. Edel, 1988).

Die durchschnittliche Anwendung dieser EMS-Trainingsreize fasst Filipovic (2009) in seinem Review zusammen (Tab. 20). Aus den Jahren 1965 bis 2008 filterte er aus 200 EMS-Studien insgesamt 89 Untersuchungen, die an gesunden Probanden unter 35 Jahren durchgeführt wurden. Weitere Kriterien zur Selektion waren, dass eine Stärkung der Muskulatur der oberen oder der unteren Extremität durch EMS-Training erzielt werden sollte. Das Training musste zudem über eine Woche dauern und es mussten vergleichbare Diagnostiken stattgefunden haben.

Tab. 20. Durchschnittliche Anwendung von Trainingsreizen in EMS-Interventionen (vgl. Filipovic, 2009, S.29)

		Studiendesign				**EMS-Trainingsreize**					
	n	**Alter**	**TrE**	**TrW**	**TrD**	**µs**	**Hz**	**mA**	**on(s)**	**off(s)**	**%MVC**
MW	10,6	22,9	16,5	5,1	17,7	266,3	68,8	59,6	10,2	42,4	59,5
SD	5,0	2,8	6,8	2,3	10,9	133,0	31,8	32,3	8,0	48,7	25,3

MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, TrE = EMS-Trainingseinheit pro Woche, TrW = Trainingsdauer in Wochen, TrD = Dauer der Trainingseinheit in Minuten, µs = Impulsbreite in µs, Hz = Impulsfrequenz in Hz, mA = Impulshöhe in mA, on(s) = duty cycle on-time, off(s) = duty cycle off-time, %MVC = prozentualer Anteil der maximal willentlichen Kontraktion

Die Impulsart und -form, die nicht in Tab. 20 aufgeführt sind, hatten folgende prozentuale Ausprägung: In 40 % der Studien wurde ein biphasischer, in 12 % ein monophysischer Impulsstrom verwendet. 15 % der Studien machten keine Angabe zur Impulsart, die restlichen Studien verteilten sich auf Impulsarten wie z.B. der „Russian Current“ oder den Interferenzstrom. Seit dem Jahr 1994 sind 67 % der Studien mit biphasischem Impulsstrom durchgeführt worden. Die Impulsform lag zu 48 % in rechteckiger und zu 27 % in sinusförmiger Form vor. 15 % verteilten sich auf die übrigen Gestaltungsarten. 10 % der Studien machten keine Angabe über die Impulsform.

Auffällig in der Zusammenstellung der Trainingsreize ist die große Streubreite innerhalb der Reizdefinitionen von EMS-Training. Bei der Gesamtbelastungszeit, der Impulsbreite, der Impulsstärke, der Stimulationsfrequenz und der „on-time“ betragen die SD die Hälfte des jeweils angegebenen MW. Bei der „off-time“ Angabe überschreitet die SD sogar ihren eigenen MW. So schwankt z.B. der Trainingsreiz der Impulsbreite (Wirkdauer) innerhalb der Studien durchschnittlich zwischen 133,3 und 399,3 µs, also von geringer bis zur maximal empfohlenen Tiefenwirkung.

Einen zusätzlichen Einfluss auf die Trainingsbelastung nehmen die Anwendung verschiedenster Stimulationsgeräte, die Platzierung, die Anzahl und die Größe der verwendeten Elektroden, so dass sie ebenfalls beschrieben werden sollten (Maffiuletti et al., 2006; Paillard, 2008). Mit der Platzierung der Elektroden kann die Muskelfaserrekrutierung beeinflusst werden, die Stromapplikation an sich wird jedoch nicht verändert (Adams et al., 1993). Nach Bossert et al. (2006) spielt aber die Größe der Elektrode eine Rolle. Demnach lässt die Stromdichte umso mehr nach, je größer die Elektrode ist, so dass die Stromstärke erhöht werden muss.

2.2.4.3 Trainingsreize der Vibration

Die zahlreich auf dem Markt vertretenen Vibrationsgeräte können in Teil- oder Ganzkörperstimulatoren unterteilt werden.

Bei der Ganzkörpervibration oder „whole-body vibration“ (WBV) wird der ganze Körper stehend, sitzend oder liegend in Schwingung versetzt (Griffin, 1996). Hierzu lenken die marktüblichen Stimulatoren zum einen den Körper durch eine Platte aus, die sich

im Gesamten vertikal, horizontal und/oder sagital bewegt (z.B. Power Plate USA, proEFFECT Deutschland, VibroGym Niederlande, Nemes Bosco System Italien etc.). Zum anderen applizieren Generatoren durch eine Wippbewegung der Platte die Vibration, indem abwechselnd das linke oder rechte Bein ausgelenkt wird (z.B. Galileo Deutschland, Starboard 3000 Deutschland etc.).

Bei der Teilkörpervibration wird die Schwingung lokal an den Füßen, den Händen oder am Kopf eingeleitet (Griffin, 1996). Haas et al. (2004) sehen als Unterscheidungskriterium zwischen Teil- und Ganzkörpervibration das Körpergewicht am Transferpunkt (vgl. Scheibe & Schwarzlose, 1983). „Die grundsätzlich vorgenommene Unterscheidung zwischen Ganz- und Teilkörperschwingung ist eine modelltheoretische Vereinfachung und Klassifizierung, die sich zum einen aus der vorwiegenden Einleitungsstelle ergibt und zum anderen aus den zu erwartenden belasteten Körperbereichen“ (Spitzenpfeil, 2000, S. 52). Als Teilkörperstimulatoren sind Vibrationshanteln (Galileo Deutschland, BodyVib Deutschland etc.) oder Vibrationskissen (mechaTronic Deutschland etc.) auf dem Markt erhältlich.

Die mechanischen Trainingsreize der Vibration werden in empirischen Studien hauptsächlich durch die Frequenz und die Amplitude beschrieben (Haas et al., 2004). Nach Eklund und Hagbarth (1966) kann der TVR durch Erhöhung beider Reize verstärkt werden.

Cardinale und Bosco (2003) benennen zusätzlich die Beschleunigung als einen Vibrationstrainingsreiz. Sie kann wie folgt berechnet werden: $a = \frac{d(2\pi f)^2}{2g\sqrt{2}}$ (d=maximal peak-to-peak displacement (m); f=frequency (Hz); g=gravity (9,806 ms^2) (Wilcock, Whatman, Harris & Keogh, 2009). Zusammenstellungen dieser Größe liegen bei der WBV zwischen 3,4 bis 15 g (Issurin, 2005; Cardinale & Wakeling, 2005). In empirischen Studien hat dieser Trainingsreiz aber eine untergeordnete Rolle und wird von Cardinale und Wakeling (2005) zwei Jahre später auch nicht mehr aufgeführt. Demnach soll der Schwerpunkt der Betrachtung im Folgenden auf der Amplitude und Frequenz liegen.

Die *Amplitude* beschreibt die Auslenkungsweite einer Schwingung in mm. Auf dem Markt erhältlich sind Stimulatoren mit einer Amplitude von 0,2 bis 40 mm. Haleva (2005) fasst mit Studien zum Vibrationskrafttraining der Arm- und der Beinmuskulatur

im Zeitraum von 1994 bis 2003 (n = 28) eine Amplitudenauswahl von 0,2 bis 10 mm zusammen. Dabei verwendeten 50 % der Studien eine Amplitude oberhalb von 4 mm, 43 % unterhalb und 7 % eine variierende Amplitude. Im Bereich der WBV liegt die Amplitude zwischen 1 bis 10 mm (Cardinale & Wakeling, 2005). Richtungsweisend ist jedoch keine Angabe in der Literatur (Luo, McNamara & Moran, 2005).
Studien von Martin und Park (Martin & Park, 1997; Park & Martin, 1993) konnten keinen Zusammenhang zwischen der Stärke des TVR und der Amplitudengröße feststellen. In der akuten Beschreibung von WBV-Effekten scheint es eine Schwellenamplitude für Anpassungserscheinungen bei physisch aktiven Probanden zu geben (Cardinale & Wakeling, 2005; Luo et al., 2005). Höhere Amplituden zeigen demnach eine größere Aktivierung der unteren Extremitäten und führen zu einer signifikanten Abnahme der MVC und der Sprungfähigkeit. Ein Beweis dieser These liegt jedoch nicht vor. Zudem kann sie nicht ohne weiteres auf chronische Anpassungseffekte von Vibrationstraining übertragen werden (Luo et al., 2005).

Der zweite Trainingsreiz, die *Frequenz*, bezeichnet die Anzahl der Schwingungen pro Sekunde (Hz), die bei einem Vibrationstraining eingeleitet wird. Ebenso wie bei der Amplitude werden unterschiedliche Frequenzen in empirischen Studien aufgezeigt.
Rubin et al. (2002) benennen für ein effektives Vibrationskrafttraining Frequenzen zwischen 15 und 90 Hz. Haleva (2005) fasst aus seinen Studien 20 bis 200 Hz zusammen, wobei die meisten Studien zwischen 23 bis 40 Hz liegen. Für ein WBV-Training liegt die Frequenz laut Issurin (2005) zwischen 24 und 40 Hz sowie bei Cardinale und Wakeling (2005) zwischen 15 und 60 Hz. Luo et al. (2005) empfehlen aus ihrem systematischen Review heraus eine Frequenz zwischen 30 und 50 Hz.
Akut wirken 30 Hz am ermüdendsten. Über 50 Hz wird die Muskelkontraktion nicht mehr gesteigert, was für eine zunehmende Dämpfung der aktiven und passiven Gewebe des Körpers bei zunehmender Frequenz spricht (Mester, Kleinöder & Yue, 2006). Cardinale und Lim (2003) stellten zudem bei 30 Hz im Vergleich zu 40 und 50 Hz die größte EMG-Antwort beim m. vastus lateralis fest. DeGail, Lancen und Neilson (1966) konnten für den m. quadriceps femoris feststellen, dass die Kontraktionsstärke bis 50 Hz innerhalb eines Zeitintervalls von 30 bis 60 s zunimmt.

Bei höheren Frequenzen konnte keine Steigerung mehr in der Kontraktion ermittelt werden. Berschin und Sommer (2004) stellen einen linearen Zusammenhang zwischen Muskelaktivität und einer Vibrationsfrequenz bis zu 30 Hz fest. Mester et al. (2001) sowie Martin und Park (1997) benennen einen größeren Bereich von 40 bis 100 Hz, in dem eine Zunahme der vibrationsinduzierten Kontraktion vorliegt sowie eine Entspannung des Antagonisten erfolgt. Diese harmonische Reflexantwort wird bis 150 Hz angenommen (Martin & Park, 1997; Park & Martin, 1993; Person & Kozhina, 1992).
Mester et al. (2006) leiten aus den praktischen Erfahrungen des WBV, dem Wissen über körpereigne Resonanzen und den Reaktionen des kardiovaskulären Systems ab, dass hohe Transmissionen zum Kopf sowie Frequenzen unter 20 Hz vermieden werden sollten und geringe Amplituden für untrainiertes Klientel sowie als Einstieg ins professionelle Training gewählt werden sollten (vgl. auch Yue & Mester, 2004). Spitzenpfeil (2000) vermutet darüber hinaus, dass Frequenzen unter 20 Hz nicht für einen TVR ausreichen, sondern einzelne Reflexkontraktionen auslösen.

Die WBV wird dennoch im Allgemeinen als sicher eingeschätzt, obwohl vorliegende Daten aus Arbeitsplatzstudien unter Vibration beachtet werden und Athleten insbesondere bei hohen Intensitäten und Volumina auf entsprechende Nebenwirkungen befragt werden sollten (Wilcock et al., 2009). Cardinale und Rittweger (2006) empfehlen, mit gebeugten Knien in einer „semi-squat“ Position mit aktivierten Beinmuskeln auf einer Vibrationsplattform zu stehen. Alle Übungen, die ein Sitzen oder ein Liegen auf einer Vibrationsplatte verlangen, sind aufgrund der hohen Transmission zum Kopf nach Cardinale und Rittweger (2006) zu vermeiden.

Die körperliche Reaktion auf Vibration ist durch ein mehrdimensionales Ursache-Wirkungs-System des Menschen sehr komplex, dass mechanisch durch ein mehrfach massen- und federgekoppeltes Oszillatorensystem und physiologisch durch die Interaktion zwischen verschiedenen Sensortypen beschrieben werden kann (Haas et al., 2004). Je nach äußerer Vibrationsbelastung verfügt der menschliche Körper über ein natürliches Tuning-System durch Muskelaktivität und Körperhaltung, mit dessen Hilfe das Weichteilgewebe geschützt werden soll (Cardinale & Wakeling, 2005).

So ist es bei der WBV von der Schwingungsübertragung (Transmission) abhängig, wie viel von der Erregungsamplitude am gewünschten Muskelgewebe als Antwortamplitude ankommt. Je nach Standposition, Körperhaltung, Muskelspannung und externem Dämpfer (z.B. Mattenunterlagen, Schuhwerk) kann sie variieren (Griffin, 1996; Yue & Mester, 2002; Yue et al., 2007), so dass diese Bedingungen neben den Trainingsreizen Amplitude und Frequenz ebenfalls in die Betrachtung von Vibrationsinterventionen einzubeziehen sind.
Eine Überlegenheit gegenüber anderen Protokollen und/oder Verfahren ist wie bei der EMS und dem Krafttraining an Maschinen im aktuellen Forschungsstand von Trainingsreizen nicht belegt (Wilcock et al., 2009).

2.2.5 Forschungsstand mechanischer und elektrischer Trainingseffekte

Um die angestrebte Evaluation dieser Arbeit auf der Grundlage bestehender Zuordnungen zwischen Trainingsreiz und -effekt durchzuführen, wird im Folgenden der Forschungsstand aus empirischen Studien für Krafttraining an Maschinen, EMS und Vibration zusammengestellt. Gleichzeitig soll durch die Zusammenstellung der Forschungsbedarf verdeutlicht werden.

2.2.5.1 Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen

Die Wirksamkeit von Krafttraining zur Steigerung der muskulären Fitness ist unumstritten (Hass et al., 2001).

Eine Zusammenstellung von Trainingsmethoden und ihren unterschiedlichen Trainingsreizen bieten Bird et al. (2005), die typische Trainingseffekte im Krafttraining auslösen sollen:

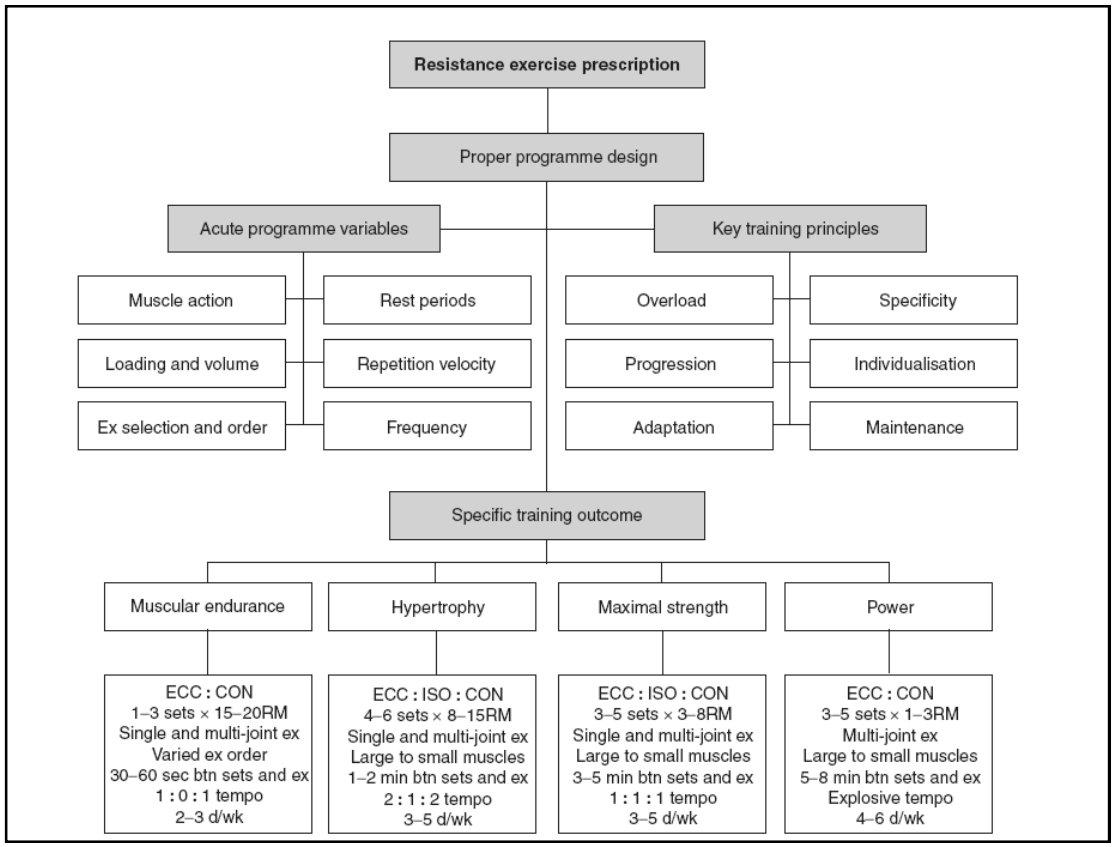


Abb. 6. Traditionelle Zusammenstellung von Trainingsmethoden auf unterschiedliche Zielstellungen - Krafttraining an Maschinen (Bird et al., 2005, S. 843)

So ist zum Beispiel für einen Hypertrophieeffekt ein Belastungsvolumen von 4 - 6 Serien x 8 - 15 Wdh. x 60 - 80 % des 1-RM im Mittel mit einer Pause von 1 - 2 min eine typische Angabe in der Literatur. Hingegen sind neuronale Designs („maximal strength“, „power“ (Schnellkraft)) oftmals durch schwere Zusatzlasten mit wenigen Wiederholungen und langen Pausenzeiten charakterisiert (3 - 5 x 3 - 8 x 80 - 100 % 1-RM) (Bird et al., 2005; Crewther et al., 2005).

Solche o. g. typischen Hypertrophiedesigns müssen jedoch nicht zwangsläufig zu größten Muskelmassenzunahmen und Schnellkraftdesigns nicht zu höchsten Leistungswerten führen (Kraemer & Ratamess, 2004).

So stellt eine Zusammenstellung von Trainingseffekten im Hinblick auf den mechanischen Stimulus, die Zusatzlast, die typische Einteilung von Krafttraining in Frage (Crewther et al., 2005). Untersuchungen mit Zusatzlasten unter 45 % zeigen eine eben-

so große Effizienz in der Steigerung von Kraftparametern und Hypertrophieeffekten wie die traditionellen Hypertrophiedesigns (70 % 1-RM) oder neuronalen Designs (85 - 100 % 1-RM) (Lyttle, Wilson & Ostrowski, 1996; Harris, Stone, O'Bryant, Proulx & Johnson, 2000; Moss, Refsnes P.E., Abildgaard A., Nicolaysen K. & Jensen J., 1997; Schmidtbleicher & Buehrle, 1987). Verschiedene Autoren sprechen aber bereits bei Zusatzlasten von z.B. unter 67 % des 1-RM von Kraftausdauertraining (Baechle, Roger & Wathen, 2000; Kraemer et al., 2002a). Studien über Kraftzuwächse und CSA-Zunahmen stehen in einer Spannbreite von 6 - 8 RM vs. 15 - 20 RM vs. 30 - 40 RM (Stone & Coulter, 1994; Taaffe, Pruitt, Pyka, Guido & Marcus, 1996; Chestnut & Docherty, 1999). In einem Mehrsatztraining scheint es demnach zu einfach, hohe Zusatzlasten mit entsprechender Serien- und Wiederholungszahl als Auslöser von Trainingseffekten zu sehen, so dass weitere Trainingsreize (z.B. TUT, anatomische Definition der Übung, Definition der Einzelwiederholung) in die Betrachtung mit einbezogen werden müssen.

Wird zudem in isometrische Parameter der Kraftentfaltung wie das RFD differenziert, zeigen Trainingsformen mit hohen Gewichten eine geringere Steigerung als explosive Trainingsformen mit Rebound und ballistischer Ausführung (Wilson & Murphy, 1996a), obwohl sie den neuronalen Designs zugesprochen werden. Trainingsformen mit langsamen Bewegungsgeschwindigkeiten zeigen hingegen vergleichbare Effekte zu schnellen Kontraktionsformen (Blazevich, Horne, Cannavan, Coleman & Aagaard, 2008), so dass die Schwierigkeit, eine angemessene Intervention auszuwählen, darüber hinaus zunimmt.

Des Weiteren besteht bei der wesentlichen Trainingsgröße, der Zusatzlast, kein Konsens über das Trainingsgewicht zur Steigerung der maximalen Leistung (P_{max}). Die Spannbreite verläuft von unter 45 % bis über 75 % des 1-RM (Schmidtbleicher & Buehrle, 1987; Adams et al., 1992; Hoff & Almasbakk, 1995; Newton, Kraemer, Häkkinnen, Humphries & Murphy, 1996; Stone et al., 1998; Fatouros et al., 2000; McBride, Triplett-McBride, Davie & Newton, 2002).

P_{max} kann sowohl durch eine schnellere Bewegungsgeschwindigkeit als auch durch eine höhere Zusatzlast verbessert werden, da sie sich aus dem Produkt der Kraft und der Geschwindigkeit zusammensetzt (Kraemer et al., 2002a). Die Leistungsschwelle wird

bei 30 % der maximalen Bewegungsgeschwindigkeit und 50 % der maximalen Kraft vermutet (Zatsiorsky, 1995). Dies widerspricht aber der großen Spannbreite an ermittelten Zusatzlasten in Trainingsstudien. Drei von vier wesentlichen Zielsetzungen des Krafttrainings führen nachweislich zu einer Verbesserung der P_{max}. Dazu zählt neben dem Schnellkraft- und dem Maximalkrafttraining aber auch das Hypertrophietraining. Ein Kraftausdauerdesign wird dagegen ausgeschlossen (Wilson G.J. et al., 1993; Kraemer et al., 2002a). Darüber hinaus konnte bislang keine günstige Trainingsgeschwindigkeit zur Steigerung der P_{max} festgestellt werden. Wenige kontrollierte isoinertiale Studien lassen eine hohe bis intermediäre Geschwindigkeit vermuten (Pereira & Gomes, 2003; Zink, Perry, Robertson, Roach & Signorile, 2006). Eine gezielte Steigerung der P_{max} ist nach Crewther et al. (2005) wesentlich für den Leistungssport. Demnach fordern sie ein größeres Verständnis über die mechano-biologischen Trainingsreize als die in der Literatur angegebene weite Spannbreite von 3 - 15 Wdh., 3 - 6 Serien, einer Zusatzlast von unter 45 % bis über 75 %, die sowohl bei mittlerer als auch bei hoher Geschwindigkeit bewegt werden kann. Es soll eine Methode oder eine Methodenkombination herausgearbeitet werden, die dem Anpassungspotential anderer Designs überlegen ist (Crewther et al., 2005).

Trainingseffekte bezogen auf die Kontraktionsform zeigen in einzelnen Wiederholungen, dass exzentrisches Krafttraining supramaximale Zusatzlasten ermöglicht und damit zu einer größeren Muskelspannung führt (Crewther et al., 2005). Für die gleiche Muskelspannung werden gleichzeitig weniger motorische Einheiten und ein geringerer metabolischer Umsatz benötigt (Dudley, Tesch, Harris, Golden & Buchanan, 1991; Carey Smith & Rutherford, 1995). Es wird vermutet, dass durch die supramaximale Belastung insbesondere große hochschwellige motorische Einheiten angesprochen werden (Behm, 1995), so dass eine Überlegenheit sowohl in der morphologischen Adaptation durch mehr Muskelschaden als auch der Steigerung der P_{max} durch die Inanspruchnahme schneller Muskelfasern vorliegen könnte (Deschenes & Kraemer, 2002; Nosaka & Newton, 2002). Entgegen dieser These zeigen Studien mit reiner konzentrischer Kontraktionsform vergleichbare Trainingseffekte (Jones & Rutherford, 1987; Carey Smith & Rutherford, 1995; Mayhew, Rothstein, Finucane & Lamb, 1995). Weitere Studien zeigen die größten morphologischen Anpassungen bei dynamischen Bewegungen mit sowohl exzentrischen als auch konzentrischen Phasen (Colliander & Tesch, 1990;

Dudley et al., 1991; O'Hagan, Sale, MacDougal, Ducan & Garner, 1995), wobei insbesondere die konzentrische Belastung zu einer vermehrten Ausschüttung des Wachstumshormons (GH) führt (Kraemer, 2001; Durand et al., 2003). So bleibt die Frage offen, ob die höheren metabolischen Kosten bei konzentrischer Bewegung und/oder die Aktivierung größerer motorischer Einheiten mit gleicher Muskelspannung bei exzentrischer Bewegung den bedeutenderen Trainingseffekte auslöst und worin die qualitativen Unterschiede liegen (Crewther et al., 2005).

In sehr wenigen Studien ist die dazu wesentliche Bewegungsgeschwindigkeit während eines dynamisch-auxotonischen Krafttrainings untersucht worden, obwohl dies einer üblichen Trainingsdurchführung entspricht. Zumeist werden Isokineten zur Standardisierung herangezogen (Bird et al., 2005). Hierbei wird als sog. „goldener Standard“ eine zeitliche Einteilung von 2 kon : 1 iso : 4 exz in der Literatur benannt (Westcott et al., 2001). So konnte bei Untersuchungen festgestellt werden, dass moderates bis schnelles Tempo (1 - 4 kon : 1 - 4 exz) im Vergleich zu sehr langsamen Bewegungen (10 kon : 5 exz) zu höheren Kraftzuwächsen, Hormonausschüttungen und metabolischen Kosten führt (Keeler, Finkelstein, Miller & Fernhall, 2001; Kraemer, Kilgore, Kraemer & Castracane, 1992; Hunter, Seelhorst & Snyder, 2003).

Ein wesentlicher Trainingsreiz ist darüber hinaus die anatomische Definition, die oftmals in der Beschreibung von Trainingsprotokollen fehlt, so dass die damit verbundenen Bewegungscharakteristiken wie die ballistische Ausführung ungeachtet verbleiben. Eine ballistische Einzelwiederholung mit einem Rebound in der Umkehrphase führt zu einem höheren Kraftaufwand (+14 %), einem höheren Leistungsoutput (+11,7 %), einer größeren Beschleunigung (+38,5 %) und einer größeren Geschwindigkeit (+12,4 %) im Vergleich zu nonballistischen Bewegungen mit gleicher Zusatzlast (Newton et al., 1997; Herzog, 2000; Cronin, McNair & Marshall, 2001; Stone et al., 2003).

Durch die Nutzung von Reflexpotentialen werden diesem Trainingsdesign jedoch Effekte ausschließlich zu frühen Phasen der Kraft-Zeit-Kurve zugesprochen (Newton et al., 1997), die mit höheren Zusatzlasten nachlassen (Newton et al., 1997; Cronin et al., 2001). Zudem wird die kontraktile Arbeit des Muskels verkürzt, die in üblichen Hypertrophiedesigns eine entscheidende Bedeutung für die Anpassung zu haben scheint (Crewther et al., 2005). Durch die hohe Kraftentfaltung bietet die ballistische Bewegungsführung jedoch als mechanischer Reiz eine Alternative zum Training mit

schweren Lasten. Zudem muss nach der Beschleunigung das Gewicht aufgefangen und abgelassen werden, so dass hohe exzentrische Kräfte wirken (Crewther et al., 2005). Dies ist aber bislang ebenso wenig bewiesen wie die Überlegenheit dieser Trainingsart bezüglich der Steigerung der P_{max}, obwohl mit ihr neuronale Effekte assoziiert werden wie z.B. hohe Frequenzierung und Rekrutierung der motorischen Einheiten, antagonistische Koaktivierung, Agonistenhemmung etc. (Zehr & Sale, 1994; Behm, 1995; Duchateau & Hainaut, 2003). Kontroversen bestehen darüber hinaus bei der Vermutung, dass die hohen Trainingsgeschwindigkeiten bei leichteren Zusatzlasten bessere Transfermöglichkeiten in die Praxis ermöglichen (Crewther et al., 2005). So wird der Intention, eine Bewegung trotz hoher Zusatzlast schnell durchzuführen, eine ebenso bedeutende Rolle zugesprochen (Behm & Sale, 1993; Zehr & Sale, 1994).

2.2.5.2 Trainingseffekte der Elektromyostimulation (EMS)

Positive Trainingseffekte von EMS werden in vielfältigen Studien mit unterschiedlicher Stimulationsmethode belegt. Aktuell sind Anstiege in der isometrischen und der dynamischen Maximalkraft, des isokinetischen Drehmoments, der Sprung- sowie der Sprintfähigkeit festzustellen (Cabric & Appell, 1987; Maffiuletti et al., 2000; Maffiuletti et al., 2002a; Maffiuletti et al., 2003; Maffiuletti et al., 2006; Colson et al., 2000; Delitto et al., 1989; Willoughby & Simpson, 1996; Willoughby & Simpson, 1998).

In Anbetracht der variierenden Trainingsprotokolle gibt es im Gegensatz dazu aber auch widersprüchliche Trainingsergebnisse. So zeigen andere Studien keine signifikanten Veränderungen von Kraftparametern durch EMS, geringere Zuwächse im Vergleich zu Krafttraining an Maschinen oder vorübergehende Abnahmen der muskulären Kraft (Eriksson, Haggmark, Kiessling & Karlsson, 1981; St Pierre, Taylor, Lavoie, Sellers & Kots, 1986; Herrero, Izquierdo, Maffiuletti & Garcia-Lopez, 2006; Parker, Bennett, Hieb, Hollar & Roe, 2003; Owens & Malone, 1983; Matsuse et al., 2006; Holcomb, 2006; Massey, Nelson, Sharkey & Comden, 1965; Kreuzer et al., 2006; Venable et al., 1991).

Für das *isometrische lokale EMS-Training* als häufigste Applikation können dennoch folgende Trainingsreize in Zusammenhang mit positiven Trainingseffekten gebracht werden (vgl. Filipovic, 2009):

Tab. 21. Zusammenstellung von Trainingsreizen und -effekten isometrischer lokaler EMS (Filipovic, 2009 modifiziert nach Dörmann)

F_{max}										
	Studien	**Studiendesign**			**Trainingsreize**				**Intensität**	**Posttest**
Trainings-zustand	**n**	**TrE**	**TrW**	**TrE/TrW**	**Hz**	**on(s)**	**off(s)**	**%DC**	**%MVC**	**%F_{max}**
untrai-niert	9	19,4 ±7,4	5,4 ±1,9	3,7 ±0,9	57,2 ±19,4	7,8 ±3,7	29,4 ±20,2	26,5 ±13,7	65,2 ±7,6	29,12 ±8
trainiert	4	18,8 ±4,5	4,3 ±1,9	5,0 ±2,3	65 ±21,2	5,8 ±3,0	63,3 ±49,1	19,3 ±9,8	78,0 ±18,4	48,4 ±8,1
professi-onell	2	10,5 ±2,1	3,5 ±0,7	3 ±0	90 ±14,1	4,5 ±2,1	18,5 ±2,1	19 ±5,7	70 ±14,1	32 ±15,6
F_{maxdyn}										
	Studien	**Studiendesign**			**Trainingsreize**				**Intensität**	**Posttest**
Trainings-zustand	**n**	**TrE**	**TrW**	**TrE/TrW**	**Hz**	**on(s)**	**off(s)**	**%DC**	**%MVC**	**%F_{maxdyn}**
untrai-niert	1	18	6	k.A.	3	50	25	180	12,2	k.A.
professi-onell	4	19 ±3,5	9,1 ±6	16,5 ±13	3,8 ±2,2	68 ±23,9	14 ±11	91,3 ±73,5	17,2 ±8	76,8 ±27,7
M_{max} (konz)										
	Studien	**Studiendesign**			**Trainingsreize**				**Intensität**	**Posttest**
Trainings-zustand	**n**	**TrE**	**TrW**	**TrE/TrW**	**Hz**	**on(s)**	**off(s)**	**%DC**	**%MVC**	**%M_{max} (konz)**
untrai-niert	8	14,6 ±1,1	3,5 ±0,8	k.A.	4,3 ±1	63,3 ±15,1	8,6 ±4,8	25,6 ±23	34,2 ±14,9	61,1 ±15
trainiert	4	22,5 ±6,2	7,3 ±2,5	15,3 ±12	3,3 ±0,5	126,7 ±64	6,3 ±3,5	28 ±31,1	33,4 ±23,5	54,2 ±39
professi-onell	4	13,5 ±7,1	4 ±1,4	35,3 ±9	3 ±0	91,2 ±10,3	4,5 ±1,3	18 ±2,4	19,9 ±4,8	58,8 ±2
M_{max} (exz)										
	Studien	**Studiendesign**			**Trainingsreize**				**Intensität**	**Posttest**
Trainings-zustand	**n**	**TrE**	**TrW**	**TrE/TrW**	**Hz**	**on(s)**	**off(s)**	**%DC**	**%MVC**	**%M_{max} (konz)**
trainiert	1	21	7	30	3	80	3	k.A.	k.A.	65
professi-onell	4	13,5 ±7,1	4 ±1,4	35,3 ±9,3	3 ±0	91,2 ±10	4,5 ±1,3	18 ±2,4	19,9 ±4,8	58,8 ±2,5

F_{max} = isometrische Maximalkraft, F_{maxdyn} = dynamische Maximalkraft, M_{max} = maximales isokinetisches Drehmoment, TrE = EMS-Trainingseinheiten pro Woche, TrW = Trainingsdauer in Wochen, TrE/TrW = Anzahl aller Trainingseinheiten pro Woche, Hz = Impulsfrequenz in Hz, on(s) = duty cycle on-time, off(s) = duty cycle off-time, DC = duty cycle, %MVC = prozentualer Anteil der maximal willentlichen Kontraktion

Die durchschnittliche Anpassung der F_{max} liegt bei isometrischer lokaler EMS bei +36,5 %. Erstaunlich erscheint, dass die untrainierten Probanden mit +29 % durchschnittlich unterhalb der prozentualen Anpassung der trainierten Probanden (+48 %) sowie den Leistungssportlern (+32 %) liegen (Filipovic, 2009). Das sog. „window of adaptation“ liegt bei Untrainierten im Allgemeinen höher (siehe Kapitel 2.1.4). Studiendesigns, die nach dem Review von Filipovic (2009) in Verbindung mit Steigerungen der F_{max} gebracht werden können, sind drei bis fünf Wochen Training mit drei Einheiten pro Woche (vgl. Parker et al., 2003; Soo, Currier & Threlkeld, 1988). Zudem korreliert eine prozentuale MVC von ≥ 60 % während der EMS signifikant mit der Höhe der Kraftzuwächse ($r = 0.7$ mit $p < 0,05$) (Selkowitz, 1985; Holcomb, 2006; Rich, 1992). Über die damit verbundene Stromstärke kann aber aufgrund der o.g. Gründe (z.B. des individuellen Schmerzempfindens, der Impedanz der Haut und des Unterhautfettgewebes) und der unterschiedlichen Leitfähigkeit der Gewebearten (Bossert et al., 2006) keine Aussage getroffen werden. Die Tendenz einer erhöhten Trainingseffektivität geht aber in die Richtung einer maximal subjektiv tolerierbaren Stromstärke (Filipovic, 2009). Uneinheitliche bis widersprüchliche Ergebnisse liegen bezüglich der Trainingsreize des „duty cycle“, der Stimulationsfrequenz und der Impulsart vor.
Bezüglich der F_{maxdyn} kann eine durchschnittliche Steigerung von +38,3 % zusammengefasst werden (siehe Tab. 21). Die Studiendichte ist jedoch geringer und damit die Aussagekraft möglicher Zusammenhänge zwischen Trainingsreizen und -effekten gesenkt.

Innerhalb isokinetischer Diagnostik können trotz isometrischer Applikation Veränderungen des M_{max} festgestellt werden (konzentrisch +58 % und exzentrisch +62 %) (siehe Tab. 21). Weitere Auffälligkeiten sind nach Filipovic (2009), dass Belastungen mit einer prozentualen MVC von über 70 % zu Leistungsabfällen der M_{max} führen (vgl. St Pierre et al., 1986). Drei Einheiten pro Woche mit einer MVC von 60 % können hingegen für Untrainierte als positiver Stimulus festgestellt werden. Für Leistungssportler ist ein zusätzliches sportartspezifisches Training anzusetzen (Maffiuletti et al., 2002a; Fahey, Harvey, Schroeder & Ferguson, 1985). Spannend erscheint, dass trotz isometrischen EMS-Trainings insbesondere die hohen konzentrischen Bewegungsgeschwindigkeiten bei isokinetischer Testung gesteigert werden können. Maffiuletti et al. (2000) zeigen innerhalb der Studie mit professionellen Basketballspielern folgende Steigerun-

gen bei verschiedenen Winkelgeschwindigkeiten: konzentrisch +32 % bei 180°/s; +30 % bei 240°/s; +36 % bei 300°/s; +43 % bei 360°/s. Hinter diesen Ergebnissen wird eine neuronale Anpassung durch die vermehrte Ansteuerung von fast-twitch-Fasern durch EMS vermutet (Pichon et al., 1995; Colson et al., 2000; Maffiuletti et al., 2000; Maffiuletti et al., 2002a).

So können zusammenfassend einzelne Verbindungen von Trainingseffekten zu Trainingsreizen und Studiendesigns aus der Betrachtung einer isometrischen lokalen EMS geschlossen werden. Es lässt sich jedoch kein Konsens in der Kombination mehrerer EMS-spezifischer Reize auf bestimmte Trainingseffekte finden.

Im Folgenden sollen die spezifischen Trainingseffekte für die in dieser Arbeit angestrebten dynamischen GK-EMS-Intervention der unteren Extremitäten mit ihren bisher angesetzten Trainingsreizen betrachtet werden. Da bisher keine Intervention dieser Form durchgeführt wurde, werden Studien mit isometrischer GK-EMS (siehe Tab. 22), isometrischer GK-EMS in Verbindung mit Krafttraining an Maschinen (siehe Tab. 23) und dynamische lokale EMS (siehe Tab. 24) für einen Einblick in den bestehenden Forschungsstand zusammengestellt.

Tab. 22. Zusammenstellung von Trainingsreizen und -effekten isometrischer Ganzkörper EMS (untere Extremität) (Filipovic, 2009 modifiziert nach Dörmann)

Isometrische Ganzkörper EMS (untere Extremität)											
Literatur	**Probanden**	**Design**	**Stimu-lation**	**Gerät**	**Impuls**	**µs**	**Hz**	**mA/ %MVC**	**On(s)/ Off(s)**	**Diagnostik**	**Ergebnisse (sign.)**
Kreuzer et al. (2006)	M (n = 9) professionell	8 TrE 4 TrW 20 min	QF; BF; GM	BT	Bipolar Rechteck	350	85	105 (max. Int.)	4/4	Isometrisch Beinpresse (120°; F_{max})	Posttest - Retest -
Boeckh-Behrens et al. (2002)	M (n = 20) trainiert	12 TrE 6 TrW 25 min	QF; BF; GM	BT	Bipolar 0,3 ansteigend	350	80	k. A.	8/4	k. A. Beinpresse	2,96 %
Boeckh-Behrens et al. (2006)	M (n = 20) trainiert	12 TrE 6 TrW 15 min	QF; BF; GM	BT	Bipolar Rechteck	350	80	mittl. Int.	4/4	1 -RM horizontale Beinpresse	3,35 %
Boeckh-Behrens et al. (2006)	M (n = 20) trainiert	12 TrE 6 TrW 15 min	QF; BF; GM	BT	Bipolar Rechteck	350	80	max. Int.	4/4	1-RM horizontale Beinpresse	-
Boeckh-Behrens et al. (2006)	M (n = 17) trainiert	12 TrE 6 TrW 15 min	QF; BF; GM	BT	Bipolar Rechteck	350	80	k. A.	4/4	1-RM horizontale Beinpresse	5,25 %
Boeckh-Behrens et al. (2006a)	M (n = 22) trainiert	12 TrE 6 TrW 5 min	QF; BF; GM	BT	Bipolar Rechteck	350	80	k. A.	4/4	1-RM horizontale Beinpresse	6 %
Boeckh-Behrens et al. (2006a)	M (n = 22) trainiert	12 TrE 6 TrW 10 min	QF; BF; GM	BT	Bipolar Rechteck	350	80	k. A.	4/4	1-RM horizontale Beinpresse	4 %

M = männlich, TrE = EMS-Trainingseinheiten pro Woche, TrW = Trainingsdauer in Wochen, QF = m. quadriceps femoris, BF = m. biceps femoris, GM = m. gluteus maximus, BT =Body Transformer, µs = Impulsbreite in µs, Hz = Impulsfrequenz in Hz, mA = Impulshöhe in mA, %MVC = prozentualer Anteil der maximalen willentlichen Kontraktion, on(s) = duty cycle on-time, off(s) = duty cycle off-time

Tab. 23. Zusammenstellung von Trainingsreizen und -effekten isometrische Ganzkörper EMS und Krafttraining an Maschinen (untere Extremität) (Filipovic, 2009 modifiziert nach Dörmann)

Isometrische Ganzkörper EMS + Krafttraining an Maschinen (untere Extremität)										
Literatur	**Probanden**	**Design**	**Stimulation + Zusatz-training**	**Geräte**	**Impuls**	**µs**	**Hz**	**mA/% MVC**	**On(s)/ Off(s)**	**Diagnos-tik**	**Ergebnis**
Kreuzer et al. (2006)	M (n = 9) professionell	4 + 4 TrE 4 TrW 20 + 60 min	QF; BF; GM + 3 x 12 Wdh. mit 75 % 1-RM	BT + Bein-presse	Bipolar Rechteck	350	85	105	4/4	Isometrisch Beinpresse (120°)	Posttest - Retest -
Boeckh-Behrens et al. (2003b)	M (n = 28) untrainiert	6 + 6 TrE 6 TrW 25 min	QF; BF; GM + 3 x 8 - 12 Wdh. (ausbe-lastend)	BT + Bein-presse	Bipolar 0,3 an-steigend	350	80	k.A.	8/4	k.A. Beinpresse	1 %
Boeckh-Behrens et al. (2003b)	W (n = 28) untrainiert	6 + 6 TrE 6 TrW 25 + 45 min	QF; BF; GM + 3 x 8 - 12 Wdh. (ausbe-lastend)	BT + Bein-presse	Bipolar 0,3 an-steigend	350	80	k.A.	8/4	k.A. Beinpresse	3 %
Boeckh-Behrens et al. (2003b)	M (n = 26) trainiert	6 + 6 TrE 6 TrW 45 min	QF; BF; GM + 3 x 8 - 12 Wdh. (ausbe-lastend)	BT + Bein-presse	Bipolar 0,3 an-steigend	350	80	k.A.	8/4	k.A. Beinpresse	6 - 10 %
Boeckh-Behrens et al. (2003a)	W (n = 27) trainiert	6 + 6 TrE 6 TrW 45 3 min	QF; BF; GM + 3 x 8 - 12 Wdh. (ausbe-lastend)	BT + Bein-presse	Bipolar 0,3 an-steigend	350	80	k.A.	8/4	k.A. Beinpresse	6 - 10 %

M = männlich, TrE = EMS-Trainingseinheiten pro Woche, TrW = Trainingsdauer in Wochen, QF = m. quadriceps femoris, BF = m. biceps femoris, GM = m. gluteus maximus, BT =Body Transformer, µs = Impulsbreite in µs, Hz = Impulsfrequenz in Hz, mA = Impulshöhe in mA, %MVC = prozentualer Anteil der maximalen willentlichen Kontraktion, on(s) = duty cycle on-time, off(s) = duty cycle off-time

Für die GK-EMS können Untersuchungen der *isometrischen GK-EMS und GK-Kombi-EMS* (GK-EMS mit Krafttraining an Maschinen) zusammengestellt werden. Ihre Ergebnisse beschränken sich jedoch auf eine veröffentlichte Studie von Kreuzer et al. (2006) und unveröffentlichte Studien von Boeckh-Behrens et al. (2005; 2006a; 2006).

Generell zeigen die Ergebnisse dieser Studien deutlich geringere Kraftzuwächse (F_{max}, F_{maxdyn} als 1-RM) im Vergleich zu anderen Stimulationsmethoden wie z.B. der lokalen EMS (dynamische oder isometrische) bzw. der lokalen EMS in Kombination mit einem Krafttraining an Maschinen. Die Untersuchungen der GK-EMS können jedoch bereits bei zwei Trainingseinheiten pro Woche eine Steigerung der Maximalkraft des m. quadriceps femoris erzielen. Ein überschwelliger Reiz kann mit diesem Design gesetzt werden (vgl. Filipovic, 2009). Studien wie die von Parker et al. (2003) oder das systematische Review von Filipovic (2009) stellen für die lokale EMS eine Trainingshäufigkeit von minimal drei Einheiten pro Woche auf, um eine signifikante Kraftzunahme durch EMS-Training zu erhalten.

Um die Kraftzuwächse bei der GK-EMS zu steigern, wird in der Literatur aber keine weitere Trainingseinheit pro Woche empfohlen. Als Grund für die niedrigeren Kraftzuwächse wird viel mehr die intensivere Stimulation der GK-EMS über mehrere Elektroden aufgeführt, die zu einer möglichen Überforderung führen kann oder erst nach einer mehrwöchigen Regenerationsphase zu diagnostizieren ist (Kreuzer et al., 2006; Filipovic, 2009; Boeckh-Behrens & Montag, 2006).

So weist die GK-EMS eine deutlich höhere Trainingsintensität im Vergleich zu kombiniertem oder alleinigem Krafttraining an Maschinen anhand von signifikant höheren Kreatinkinase-Blutwerten auf (Kreuzer et al., 2006; Boeckh-Behrens & Montag, 2006). Die Studie von Boeckh-Behrens und Montag (2006) zeigt beispielsweise, dass signifikante Kraftzuwächse ausschließlich mit mittlerer Intensität im Gegensatz zur maximalen Intensität erzeugt werden können. Der Belastungswert des mittelintensiven GK-EMS-Trainings fiel dabei durchschnittlich mit 288 U/l anstatt 461 U/l Kreatinkinase im Blut signifikant niedriger aus. Die Ergebnisse der Studie von Kreuzer et al. (2006) ergänzen die These der hohen Intensität von GK-EMS-Trainingseinheiten. Eine durchschnittliche Stromstärke für die Gesäß- und Oberschenkelelektroden (105 mA) lässt neben den Kreatinkinasewerten (3166,83 U/l) eine Überlastung der Probanden in dieser Studie vermuten. Folglich können keine signifikanten Verbesserungen des m.

quadriceps femoris nachgewiesen werden. Die Stromstärke liegt knapp über der maximal empfohlenen Stärke von 100 mA, ab der die Effektivität der Muskelkontraktion nicht mehr gesteigert werden kann (Cabric & Appell, 1987, siehe Kapitel 2.2.1). Ergebnisse der Oberkörpermuskulatur, die innerhalb dieser Studie ebenfalls stimuliert wurde, zeigen hingegen signifikante Steigerungen und konkretisieren den Gedanken einer Grenze der Trainingsintensität. Denn die Bauch-, die Rücken- und die Brustmuskulatur in der GK-Kombi-EMS-Gruppe steigerten die F_{max} um 9,96 %, 12,17 % und 14,64 %. Dabei lag die Stromstärke bezüglich der Bauch- und der Rückenmuskulatur wesentlich niedriger (< 62 mA). Die EMS wurde nur einmal pro Woche in Kombination mit Krafttraining an Maschinen eingesetzt. Trotzdem sind diese Steigerungen erst im Retest nach dreiwöchiger Erholung realisiert worden.

Zeitversetzte Trainingseffekte können von verschiedenen Autoren innerhalb der isometrischen EMS bei untrainierten Probanden für die F_{max} ergänzt werden (Herrero et al., 2006; Jubeau et al., 2006; Kuppardt et al., 2002; Malatesta et al., 2003). Jubeau et al. (2007) schreiben innerhalb eines isometrischen EMS-Trainings die verzögerten Effekte ebenfalls der Intensität und damit einer verlängerten Regenerationszeit zu. Jubeau et al. (2007) schlussfolgerten auf der Basis ihrer Kreatinkinase-Resultate, dass ein EMS-Training deutlich intensiver als ein Krafttraining an Maschinen ist und deswegen eine deutlich längere Regenerationszeit benötigt. Maffiuletti et al. (2006) und Herrero et al. (2006) können zudem nach vier und zwei Wochen Regeneration eine Steigerung der F_{max} nachweisen (+18 % und +7 %), so dass eine zeitverzögerte Anpassung ein spezifisches Merkmal von EMS-Training sein kann. Kurzfristig erlangte Effekte innerhalb von drei Wochen können hingegen wieder schnell abgebaut werden (-12 % und -24 %) (Lai, De Domenico & Straus, 1988, vgl. Filipovic 2009). In diesem Zusammenhang konnten Gondin et al. (2005) ausschließlich neuronale Anpassungen als signifikant höhere Muskelaktivierung nach vier Wochen EMS-Training feststellen. Strukturelle Veränderungen als Veränderungen in der Muskelmasse oder -architektur konnten erst nach acht Wochen ermittelt werden.

Kreuzer et al. (2006) und Boeckh-Behrens et al. (2005; 2006a; 2006) ziehen aus ihren Untersuchungen den Schluss, dass innerhalb der GK-EMS mit Intensitäten unterhalb der maximal tolerierbaren Intensität zukünftig trainiert werden sollte und bevorzugen die Kombination mit Krafttraining an Maschinen. Um die zeitverzögerten Trainingsef-

fekte zu erfassen, sollten zudem Retests nach einer mehrwöchigen Regeneration für das GK-EMS angesetzt werden.

Die Zusammenstellung aus Tab. 22 und Tab. 23 zeigt weiterhin, dass innerhalb der isometrischen GK-EMS der Fokus auf die Beinkette gelegt wird. Muskelspezifische Unterschiede von Trainingseffekten (Kniebeuge- vs. Kniestreckmuskulatur) wurden bislang nicht diagnostiziert. Ebenso sind keine Studien für die unteren Extremitäten durchgeführt worden, die Trainingseffekte durch isoinertiale Parameter oder isometrische Parameter der Kraftentfaltung ermittelt haben.
Hierzu liegen zwei Studien für die Oberkörpermuskulatur vor. Kreuzer et al. (2006) konnten vielversprechende signifikante Steigerungen der P_{max} (bis zu +67 %) innerhalb einer isoinertialen Diagnostik (Zusatzlast 50 % der F_{max}) sowohl in der GK-EMS- als auch der GK-Kombi-EMS-Gruppe feststellen. Die Ergebnisse traten trotz der bereits aufgeführten hohen Trainingsintensität und isometrischen Trainingsdurchführung vornehmlich im Langzeiteffekt (Posttest nach drei Wochen) erhaltend oder ansteigend auf. Mit der Studie von Schmithüsen (2008) konnte dieser Effekttransfer eines isometrischen Trainings in eine dynamische Testspezifik nicht geleistet werden. Signifikante Leistungssteigerungen konnten die isometrisch stimulierte Bauch- und Rückenmuskulatur nicht zeigen. Eine Möglichkeit zur Steigerung der isometrischen Kraftentfaltung deuten jedoch erste Ergebnisse von ihm an. Am m. erectus spinae konnte das RFD (maximal und zum Zeitpunkt 100 und 200 ms in der Kraft-Zeit-Kurve) um bis zu +74 % signifikant gesteigert werden. Ebenso vergrößerte sich der Impuls (200 ms und 200 - 500 ms) signifikant um maximal +23 %.

In der Beurteilung bestehender Mehrdeutigkeiten zwischen Trainingsreizen und -effekten ist bei der Zusammenstellung der GK-EMS-Studien weiterhin auffällig, dass manche der unveröffentlichten Untersuchungen von Boeckh-Behrens et al. (siehe Tab. 22 und Tab. 23) keine Angabe über die Art der Diagnostik machen. Eine intensivere Betrachtung der Untersuchungen oder ein Vergleich zu anderen Studien werden dadurch erschwert bzw. unmöglich. Das Krafttraining an Maschinen wird anhand der Serien-, der Wiederholungszahl und der Pausengestaltung im Sinne eines Hypertrophiedesigns gewählt. Eine detaillierte Beschreibung des dynamischen Krafttrainings, wie von Toigo

und Boutellier (2006) gefordert, wird jedoch nicht durchgeführt. Die Beurteilung möglicher Trainingseffekte einer GK-Kombi-EMS erfolgt demnach bislang ohne eine erweiterte Festlegung der mechano-biologischen Trainingsreize von Krafttraining an Maschinen. Die Trainingsintensität der EMS-Einheiten wird nur vereinzelt benannt. Einheitlich und damit sehr gut vergleichbar sind hingegen das verwendete Trainingsgerät (Body Transformer), die Wirkungsdauer (350 µs) sowie die Stimulationsfrequenz (80 - 85 Hz) der unterschiedlichen GK-EMS-Studien (siehe Tab. 22 und Tab. 23).

Weiterhin liegen für die GK-EMS keine Untersuchungen einer dynamischen Trainingsdurchführung vor, obwohl durch die Stimulation von Agonist und Antagonist Muskelketten gleichzeitig trainiert werden könnten. Ein dynamisches EMS-Training müsste zudem mit niedrigerer Intensität als eine isometrische Stimulation erfolgen, damit eine Bewegung über die ROM in ungünstigen Winkelstellungen ermöglicht wird. Dies könnte der Tendenz einer Überforderung durch GK-EMS entgegenwirken. Natürliche Regelkreisläufe innerhalb der Muskelkette müssten trotz EMS zugelassen werden. So könnten darüber hinaus Nachteile der EMS bezüglich einer unnatürlichen Koordination und Regulation nach Hollmann et al. (2009) aufgegriffen werden.

Tab. 24. Zusammenstellung von Trainingsreizen und -effekten dynamischer lokaler EMS (untere Extremität) (Filipovic, 2009 modifiziert nach Dörmann)

Dynamische lokale EMS (untere Extremität)											
Literatur	**Proban-den**	**Design**	**Stimulation + Zusatztraining**	**Gerät**	**Impuls**	**µs**	**Hz**	**mA/ %MVC**	**On(s)/ Off(s)**	**Diagnostik**	**Ergebnis**
Horto-bagyi et al. (1999)	W (n = 8) untrai-niert	24 TrE 6 TrW k.A. min	QF (isok. exz. 60°/s; 1 x 35 Kon-traktionen; 90 - 180°)	Electro-stim 80-2	biphasisch sinus		50	52,5/ 77,5 % MVC	50 % dc	KinCom 0°/s (135°) 30°/s 60°/s 100°/s 180°/s	Posttest F_{max} +22 % $M_{max\ exz.}$ + 36 %
Horto-bagyi et al. (1998)	W (n = 8) trainiert	24 TrE 6 TrW k.A. min	QF (isok. exz. 90°/s; 4 - 6 x 6 - 8 Wdh.; 90 - 180°)	Electrost im 180-2	biphasisch sinus		50	52/ 110 % MVC	50 % dc	KinCom 0°/s (135°) 30°/s 60°/s 100°/s 180°/s	Posttest F_{max} $M_{max\ exz.}$ + 36 %
Nobbs et al. (1986)	W (n = 9) trainiert	18 TrE 6 TrW k.A. min	QF (isok. 30°/s; 3 x 6 Wdh.; 90 - 180°; Cybex II)	Multi-tone Multifa-radic Uni	mono-phasisch Rechteck	k.A.	60	15/ k.A.	3/50	Cybex II 0°/s (135°) 30°/s 100°/s 180°/s	Posttest F_{max} +17 % M_{max} + 18,2 %
Avila et al. (2008)	M (n = 10) trainiert	8 TrE 4 TrW k.A. min	QF (isok. 30°/s; 3 x 10 Wdh.)		Russian Current sinus	200	50	58/ k.A.	k.A.	30°/s 60°/s 100°/s 180°/s	Posttest M_{max} +16,7 %
Avila et al. (2008)	W (n = 10) trainiert	8 TrE 4 TrW k.A. min	QF (isok. 30°/s; 3 x 10 Wdh.; 90 - 180°)		Russian Current sinus	200	50	44/ k.A.	k.A.	30°/s 60°/s 100°/s 180°/s	Posttest M_{max} +19 %
Wolf et al. (1986)	M (n = 9) profes-sionell	24 TrE 6 TrW k. A. min	QF (dyn. conz.; 5 x max. v bis 6779 J/s.; Squat)	EMPI	monopha-sisch Rechteck	k. A.	75	62/ 30 % MVC	k. A.	Ariel 4000 30°/s 60°/s 100°/s 180°/s	Post-test/ Retest M_{max} +20 %/ +28 %
Portman n et al. (1991)	W (n = 11) trainiert	24 TrE 8 TrW k.A. min	QF (dyn. conz.; 1 x 10 Kon-traktionen; 90 - 180°; Leg Extension)	BMR Powers-tim-16	mono-phasisch	400	100	k.A./ 87,9 % MVC	10/50	Cybex II 0°/s (90°) 15°/s 60°/s 100°/s 180°/s	Posttest F_{max} +17,8 % M_{max} +13,3 % +27,2 %
Wil-loughby et al. (1998)	W (n = 5) trainiert	18 TrE 6 TrW k.A. min	QF (dyn. 3 x 8 - 10 Wdh. + 85 % 1-RM; Leg Ex-tension)	Dyna-tron 500	sinus	100	50	k.A.	25/ 180	Leg Exten-sion	Posttest F_{maxdyn} +79,54%

M = männlich, W = weiblich, TrE = EMS-Trainingseinheiten pro Woche, TrW = Trainingsdauer in Wochen, QF = m. quadriceps femoris, µs = Impulsbreite in µs, Hz = Impulsfrequenz in Hz, mA = Impulshöhe in mA, %MVC = prozentualer Anteil der maximalen willentlichen Kontraktion, on(s) = duty cycle on-time, off(s) = duty cycle off-time, DC = duty cycle, F_{max} = isometrische Maximalkraft, F_{maxdyn} = dynamische Maximalkraft, M_{max} = maximales isokinetisches Drehmoment

Der Aspekt einer dynamischen Trainingsdurchführung während EMS kann durch eine Betrachtung der *dynamischen lokalen EMS* mit acht Studien vertieft werden (siehe Tab. 24).

Im Vergleich zu einer isometrischen Durchführung zeigen diese Studienergebnisse zusammenfassend einen geringeren Zuwachs der F_{max} mit +22 % (Filipovic, 2009). In der Aussagekraft dieser Ergebnisse sollte jedoch der Transfer von einer dynamischen Trainingsdurchführung in eine isometrische Diagnostik beachtet werden, der zu einer verminderten Ermittlung möglicher Trainingseffekte führen kann (s. Einleitung Kapitel 2).

Dem entgegengesetzt kann eine Verbesserung der dynamischen Maximalkraft F_{maxdyn} von bis zu +79,54 % bei Trainierten erreicht werden (Willoughby & Simpson, 1998). In dieser Studie wurde EMS während eines Krafttrainings an Maschinen des m. quadriceps femoris mit 85 % des 1-RM appliziert.

Steigerungen des isokinetischen M_{max} sind vornehmlich in langsamen Winkelgeschwindigkeiten (30°/s mit bis zu +20 %) möglich (siehe Tab. 24). Das dynamische EMS-Training wurde dabei zumeist auf einem Isokineten bei einer konstant vorgegebenen Winkelgeschwindigkeit (30°/s, 60°/s und 90°/s) durchgeführt. Bei ausschließlich exzentrischer Belastung können höhere Zuwächse des isokinetischen M_{max} von +36 % bei Untrainierten und Trainierten ausgelöst werden (Hortobagyi et al., 1996; Hortobagyi, Lambert & Scott, 1998).

Den Hauptgrund, warum ein dynamisches EMS-Training viel versprechend ist, sehen Willoughby und Simpson (1996; 1998) darin, dass die Muskulatur auch während der exzentrischen Bewegungsphase mit Strom gereizt wird. Die Studien mit dynamischer Bewegung ohne isokinetischer Vorgabe (Portmann & Montpetit, 1991; Willoughby & Simpson, 1998; Wolf, Ariel, Saar, Penny & Railey, 1986) geben keine weitere Beschreibung der mechano-biologischen Trainingsreize der Einzelwiederholung nach Toigo und Boutellier (2006) an. Portmann und Montpetit (1991) können jedoch als einzige in ihrer Studie das isokinetische M_{max} bei einer hohen Winkelgeschwindigkeit von 180°/s mit +27,2 % steigern. Ob das mit einer schnelleren Trainingsbewegung verbunden ist,

kann nicht herausgestellt werden. Lediglich die Dauer eines Impulses von 10 s wird angegeben.

Bei der GK-EMS sind generell, ähnlich zur isometrischen EMS, drei bis vier Einheiten pro Woche und ein Trainingszeitraum von drei bis vier Wochen zur Steigerung der Kraftfähigkeiten anzusetzen, wobei die Stimulationsintensität über 70 % der MVC liegen sollte (Filipovic, 2009).
Abschließend ist jedoch festzustellen, dass auch durch ein erweitertes Blickfeld in eine dynamische lokale EMS keine Ergebnisse einer isoinertialen Diagnostik vorliegen. Aussagen über Trainingseffekte in der Kraft-Geschwindigkeits-Relation können nicht getroffen werden. Es liegt keine Studie für den Beinbeuger vor. Eine muskelspezifische Betrachtungsweise der unteren Extremitäten ist daher ebenfalls nicht möglich.

2.2.5.3 Trainingseffekte der Vibration

Nach Cole (1982) können mechanische (Übertragungs-, Dämpfungs-, Resonanzeigenschaften) und biologische Effekte (neuromuskuläre, kardiovaskuläre, respiratorische, metabolische und hormonelle) durch Vibration ausgelöst werden.
Allgemein zeigt das Vibrationstraining dabei Effekte auf die Maximalkraft, die Schnellkraft und die Kraftausdauer (vgl. Reviews Haas et al., 2004; Luo et al., 2005; Cardinale & Wakeling, 2005; Issurin, 2005; Jordan et al., 2005 ; Mansfield, Holmlund, Lundström, Lenzuni & Nataletti, 2006; Nordlund & Thorstensson, 2007; Rehn, Lidstrom, Skoglund & Lindstrom, 2007; Wilcock et al., 2009). Weiterhin sind Verbesserungen durch Vibrationstraining in der Schnelligkeit, der Beweglichkeit, der Koordination und bezüglich der Gleichgewichtsfähigkeit festzustellen (vgl. Bruyere, Wuidart, Di Palma & Gourlay, 2005; Runge, Rehfeld & Resnicek, 2000; Torvinen et al., 2002; Lohmann, Petrofsky, Maloney-Hinds, Betts-Schwab & Thorpe, 2007; Verschueren et al., 2004; Cardinale & Bosco, 2003; van den Tillaar, 2006; Yue & Mester, 2002; Mester, Spitzenpfeil & Yue, 2003; Delecluse, Roelants, Diels, Koninckx & Verschueren, 2005; Paradisis & Zacharogiannis, 2007; Berschin, Schmiedeberg & Sommer, 2003).
Entsprechend der aufgeführten Trainingsreize in Kapitel 2.2.4 sollen im Folgenden Trainingseffekte von Vibrationsinterventionen differenziert aufgeführt werden. Dabei wird der Fokus auf Studien gelegt, die trainierte Probanden auf Effekte der unteren

Extremitäten nach einer WBV-Intervention durch isometrische und isoinertiale Parameter untersucht haben (siehe Tab. 25). Studien mit untrainiertem und älterem Probandenklientel sowie Untersuchungen auf akute Effekte nach einer Trainingseinheit werden ausgeschlossen.

Tab. 25. Zusammenstellung von Trainingsreizen und -effekten Ganzkörpervibration (untere Extremität) (Wilcock et al., 2009, Haleva, 2005 modifiziert nach Dörmann)

Ganzköpervibration (untere Extremität)									
Literatur	**Probanden**	**Design**	**Stimulation + Zusatztraining**	**Gerät**	**Ampl. [mm]**	**Freq. [Hz]**	**Beschl. [g]**	**Diagnostik**	**Ergebnis [%]**
Delecluse et al. (2005)	M & W (n = 10) Sprinter	3 TrE x 5 TrW ca. 18 min	Statisches und dynamisches (3 s konz., 3 s exz.) Training der unteren Extremitäten ohne Zusatzlast (hohe, tiefe, einbeinige Kniebeuge, Ausfallschritte zu je 3 Serien; 30 - 60 s)	Power Plate	1,7 - 2,5	35 - 40	2,28 - 5,09	Rev 9000, Technogym einbeinig Kniestreckung und Kniebeugung isometrisch (90°, 130°) isokinetisch (100°/s) isoinertial (1-60 % F_{max})	F_{max} - M_{max} - v_{max} -
Owen (2004)	M (n = 6) Profis Rugby	2 TrE x 6 TrW	Dynamische Kniebeuge (6 - 8 Wdh. mit 30 % Zusatzlast)	Galileo 2000	6,0 - 12,5	30	7,7 - 16,0	Freihantel 1-RM Squat	F_{maxdyn} -
Ronnestad et al. (2004)	M (n = 7) trainiert	2 - 3 TrE x 5 TrW	Dynamische Kniebeuge (6 -10 RM)	Nemes LC	2 - 4	40	4,6 - 9,1	Smith Maschine 1-RM Squat	F_{maxdyn} 31,6 ± 14,8
Spitzenpfeil (2000)	M & W (n = 11) trainiert	2 - 4 TrE (8 TrE) x 12 TrW ca. 20 - 30 min	Dynamische Kniebeuge (90°, 60 % 1-RM) (12 Wdh. x 3 Serien)	Sim. skityp. WBV	2,5	24		Leg Press isometrisch (90°)	F_{max} -
Spitzenpfeil (2000)	M (n = 1) Skirennläufer	18 + 18 TrE (2 TrE pro Tag) x 2,5 TrW ca. 20 - 30 min	Dynamische einbeinige Kniebeuge, Ausfallschritte, Sprungformen (mit Zusatzlast) (6-8 Wdh. x 4-6 Serien) mit + ohne Vibration	Sim. skityp. WBV	2,5	24		Leg Press isometrisch (90°)	F_{max} +40 %
Berschin et al. (2003)	M (n = 12) Profis Rugby	3 TrE x 6 TrW 15 min	Dynamische Kniebeuge (90°, 70 % 1-RM, 12 Wdh. - 5 Serien je 3 min, 2 min Pause, Bewegungsgeschwindigkeit frei)	Galileo 2000		20		1-RM Squat	F_{maxdyn} +10 %

M = männlich, W = weiblich, TrE = WBV-Trainingseinheiten pro Woche, TrW = Trainingsdauer in Wochen, F_{max} = isometrische Maximalkraft, F_{maxdyn} = dynamische Maximalkraft

Insgesamt können sechs Studien innerhalb des Vibrationstrainings mit der o.g. leistungssportlichen Ausrichtung recherchiert werden (vgl. Wilcock et al., 2009; Haleva, 2005). Folgende Merkmale sind charakteristisch: Das vorwiegend männliche Probandenklientel wird zwischen 15 und 30 min zwei bis viermal pro Woche belastet. Die Frequenz mit 24 - 40 Hz und die Amplitude mit 1,4 - 12,5 mm liegen im Rahmen der zusammengestellten Trainingsreize.

Die dominierende Übung ist die Kniebeuge. Weitere ergänzende Übungen sind der Ausfallschritt und unterschiedliche Sprungformen. Die Ausführung erfolgt hauptsächlich dynamisch. Eine Beschreibung der Einzelwiederholung erfolgt innerhalb einer einzigen Studie mit einer zeitlichen Einschätzung von 3 s der konzentrischen und exzentrischen Phase (Delecluse et al., 2005). Der geforderten detaillierten Beschreibung wird bislang nicht ausreichend nachgekommen.

Fünf von sechs Studien erfolgen mit Zusatzlast (30 - 70 % 1-RM), wobei höhere Zusatzlasten ein entscheidendes Kriterium für Kraftzuwächse zu sein scheinen (siehe Tab. 25). Die Trainingseffekte liegen bei 10 % (70 % 1-RM) und bei 32 % (6 - 10 RM) der dynamischen Maximalkraft (F_{maxdyn}) und bei 40 % der isometrischen Maximalkraft (F_{max}) in einer Einzelfallstudie mit Zusatzlast. Studien mit keiner Zusatzlast oder mit einer Zusatzlast zwischen 30 und 60 % des 1-RM zeigen keine Effekte.

Generell steht die isometrische Maximalkraft (F_{max}) im Vordergrund der Diagnostiken. Eine Studie untersucht isoinertial die Geschwindigkeit mit gleicher Zusatzlast ohne Effekt. Die P_{max} wird in der Literatur ausschließlich über die Sprungkraftfähigkeit untersucht, wonach Vibrationstraining leistungssteigernd sein kann (Wilcock et al., 2009). Ein Nachweis in isoinertialer Diagnostik fehlt. Muskelspezifische Trainingseffekte (Kniebeuge- vs. Kniestreckmuskulatur) bleiben bislang ebenfalls offen.

„[However], there is a lack of evidence to support the theory that long-term vibration training increases neuromuscular potentiation in trained athletes" (Wilcock et al., 2009, S. 593). Steigerungen der P_{max} können bislang nur mit Steigerungen der Kraft (F_{maxdyn}) in Verbindung gebracht werden. Für die Geschwindigkeit fehlt der Nachweis. Die durchschnittliche Leistungsfähigkeit ($P_{average}$) konnte bei professionellen Volleyballerinnen durch beide Produktfaktoren ($F_{average}$, $v_{average}$) an der Leg Press durch Vibrationstraining verbessert werden (Bosco et al., 1999). Eine Ermittlung der P_{max}, F_{maxdyn}

und v_{max} in isoinertialer Diagnostik fehlt bislang im Zusammenhang mit Vibrationsinterventionen.

Parameter der Kraftentfaltung aus isometrischer Diagnostik wie z.B. die RFD oder der Impuls wurden in dem o. g. Rahmen bislang nicht untersucht. Zwei Studien mit untrainierten Probanden konnten weder eine akute noch eine chronische Steigerung des RFD nachweisen (Humphries, Warman, Purton, Doyle & Dugan, 2004; de Ruiter, van Raak, Schilperoort, Hollander & de Haan, 2003). Jackson und Turner (2003) zeigten dagegen nach einer ermüdeten Vibrationseinheit (30 min mit 30 Hz und 2 mm) eine akute Reduktion des RFD von bis zu -70 %.

3. Fragestellung

Im folgenden Kapitel sollen Haupt- und Nebenfragestellungen aus den gezeigten Forschungsständen abgeleitet werden, um die Zielstellung dieser Arbeit einer systematischen Evaluation von Krafttrainingseffekten durch reliabilitätsgeprüfte Parameter bearbeiten zu können.

3.1 Fragestellung abgeleitet aus dem Forschungsstand Messmethodik und Reliabilität

Auf Grundlage des Forschungsstands der Messmethodik ist festzustellen, dass es keine allgemeingültigen Durchführungsrichtlinien für eine isometrische und isoinertiale Diagnostik gibt.
So ist in der vorliegenden Arbeit aus den bestehenden Empfehlungen eine Messmethodik zur Diagnostik von isometrischen und isoinertialen Parametern zu entwickeln. Insbesondere im Bereich der isoinertialen Diagnostik besteht ein erhöhter Forschungsbedarf, da vielfältige Methodenansätze und Begriffsdefinitionen bisher zu uneinheitlichen Ergebnisinterpretationen von Kraftinterventionen geführt haben. Ebenso besteht besonderes Interesse an isometrischen Parametern der Kraftentfaltung, um die Gültigkeit von isometrischen Diagnostikergebnissen für die Wettkampfleistung zu erhöhen.

Der Forschungsstand der Reliabilität zeigt auf, dass es keine Leitlinien über den Einsatz statistischer Verfahren zur Reliabilitätsprüfung gibt.

„To conclude, it seems ironic that the many statistics designed to assess agreement seem so inconsistent in their quantification of measurement error and their interpretation amongst researchers for deciding whether a measurement tool can be reliably employed in future research work" (Atkinson & Nevill, 1998, S. 235).

Dementsprechend ist auch auf Grundlage des Forschungsstandes der statistischen Verfahren das methodische Vorgehen innerhalb des Test-Retest-Verfahrens dieser Arbeit zu entwickeln. Es ist vorab festzulegen, welche statistischen Größen und Berechnun-

gen geeignet sind und in welcher Kombination sie angewandt werden sollten. Außerdem sollte deren Anwendungsvoraussetzung überprüfen werden.
Dabei ist zwischen systematischen und zufälligen Fehlertypen sowie zwischen absoluter und relativer Reliabilität zu unterscheiden.
Es ist zu beachten, dass relative Statistikverfahren nicht alleine zu einer eindeutigen Interpretation der Reliabilität führen, empfindlich auf heterogene Stichproben und schwierig in der Übertragung auf andere Studien sind. Absolute Statistikverfahren, wie der SEM, zeigen sich aufgrund ihrer Berechnung ebenso sensitiv auf heterogene Daten. Die absoluten Werte schwanken zudem zwischen dimensionshaltigen und -losen Darstellungen mit unterschiedlichen Intervallgrößen des Fehlerwertes. Innerhalb beider Verfahrensgruppen (absolut und relativ) werden darüber hinaus unterschiedliche Kalkulationen für ein und dieselbe Größe mit dem Effekt vorgenommen, neben den praktischen Interpretationsfragen noch auf differente Rechenergebnisse eingehen zu müssen.
Atkinson und Nevill (1998) bieten für das Vorgehen einer Reliabilitätsprüfung fünf Punkte zur Orientierung an:

1. Prüfung bestehender Varianzheterogenität,
2. Prüfung systematischer Fehler,
3. Prüfung relativer Reliabilität mit einem Korrelationsverfahren in Verbund mit
4. Absoluten Statistikverfahren, deren Anwendung bezüglich des Fehlerintervalls deklariert werden sollte,
5. Beurteilung der Reliabilität im Hinblick auf das analytische Ziel.

Besonderer Forschungsbedarf in der Reliabilität kraftdiagnostischer Messmethodik besteht darüber hinaus in einer muskelgruppenspezifischen Betrachtung. Auffällig in der Zusammenstellung der empirischen Studien über isometrische Reliabilität ist, dass die Kniebeugemuskulatur keiner expliziten Reliabilitätsprüfung unterzogen wurde. Die Kniestreckmuskulatur ist oftmals ein Beiwerk im Rahmen isokinetischer Testverfahren. Zudem sind Parameter der Kraftentfaltung häufig nur in kleineren Arm-, Hand- oder Fingermuskelgruppen untersucht worden. Festzustellen ist des Weiteren, dass die Ergebnisse von Reliabilitätsprüfungen in großen prozentualen Intervallen angegeben

werden und zum Teil gegensätzlich sind. Isoinertiale Parameter zeigen vergleichbare relative Reliabilitätswerte zur isometrischen Kraftdiagnostik. Auffällig ist, dass auftretende Tendenzen der absoluten Reliabilität in der Kraft-Geschwindigkeits-Relation bei allen isoinertialen Parametern gleich verlaufen, z.B. bezüglich einer möglichen Gewichtsschwelle ab der die absolute Reliabilität abnimmt. Für die Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur als „single joint movement“ liegen keine Studien vor. Lediglich eine Studie von Avis et al. (1985) bezieht sich auf isoinertiale Diagnostiken an Krafttrainingsmaschinen anstelle von Freihanteln. Isoinertiale Parameter der Entfaltung verbleiben bisher ununtersucht.

Folgende Hauptfragestellungen lassen sich aus dem Forschungsstand der Messmethodik und der Reliabilität für die vorliegende Arbeit ableiten:

1. Bietet die auszuarbeitende statistische Vorgehensweise über die fünf Analyseschritte nach Atkinson und Nevill (1998) hinreichende Ergebniskonsistenz zur Beurteilung der Reliabilität der kraftdiagnostischen Messmethodik?
2. Liegt die aus den Empfehlungen abgeleitete Messmethodik ohne systematische Fehler vor?
3. Führt die aus den Empfehlungen abgeleitete Messmethodik zu relativ und absolut reliablen isometrischen und isoinertialen Parametern?
4. Sind die in der Reliabilitätsprüfung erhobenen „messbedingten Fehlwerte“ für das analytische Ziel einer Evaluation von Trainingseffekten nach einer Krafttintervention hinreichend?

Weitere Nebenfragestellungen können ebenfalls bearbeitet werden:

5. Zeigt der isometrische Parameter F_{max} hohe relative und absolute Reliabilität im Vergleich zu bisherigen Studien?
6. Zeigen die isometrischen Parameter der Kraftentfaltung (F, RFD und Impuls) hoch moderate relative und absolute Reliabilität vergleichbar zu bisherigen Studien?

7. Zeigen die isoinertialen Parameter (P_{max}, v_{max} und F_{maxdyn}) für „single joint movements“ (Kniestreck- vs. Kniebeugemuskulatur) hohe relative und absolute Reliabilität?
8. Ist die These einer Gewichtsschwelle in der Reliabilitätsprüfung isoinertialer Parameter auf die „single joint movements“ (Kniestreck- vs. Kniebeugemuskulatur) zu erweitern?
9. Zeigen die isoinertialen Parameter der Entfaltung (RFD_{max}, RvD_{max} und RPD_{max}) hoch moderate relative und absolute Reliabilität?
10. Beeinflusst die Muskelgruppe (Kniestreck- vs. Kniebeugemuskulatur) relative oder absolute Reliabilität isometrischer und isoinertialer Parameter?

3.2 Fragtellung abgeleitet aus dem Forschungsstand mechanischer und elektrischer Trainingsreize und -effekte

Der Forschungsstand mechano-biologischer Trainingsreize und -effekte von Krafttraining an Maschinen zeigt, dass typische Einteilungen von Krafttrainingsmethoden (Hypertrophie, Maximalkraft, Schnellkraft und Kraftausdauer) in Frage gestellt werden. Die Beschreibung üblicher Trainingsreize in empirischen Studien wie der Zusatzlast, der Wiederholungs-, der Serienzahl und des Pausendesigns gelten insbesondere beim Mehrsatztraining als nicht ausreichend, um Trainingseffekte eindeutig zu dekodieren. Für die Auslösung von Trainingseffekten wird es vielmehr als entscheidend angesehen, auf welche Art und Weise die Trainingsübungen durchgeführt werden.
Es wird der Forschungsbedarf nach einer Beschreibung und systematischen Evaluation erweiterter Trainingsreize wie der Definition einer Einzelwiederholung, der TUT, der ROM, der anatomischen Ausführung (z.B. ballistisch mit Rebound), des Ermüdungsgrades und der Regenerationszeit in Interventionen aufgezeigt. Insbesondere zur Steigerung der Leistung (P_{max}) sind solche Trainingsreize neben dem Zusatzgewicht und der Bewegungsgeschwindigkeit bislang ungeklärt.

Innerhalb des Forschungsstandes der EMS sind zusammenfassend Unterschiede in den Trainingsprotokollen, den Stimulationsmethoden und den Trainingsstatus festzustellen. Diese vielfältigen Trainingsreize spiegeln sich ebenfalls in den abweichenden Er-

gebnissen zu Trainingseffekten von EMS wider. So sind die positiven Effekte der EMS zwar anerkannt, aber es besteht weiterhin eine Diskrepanz bezüglich einer methodenspezifischen Anpassung von EMS (Gregory & Bickel, 2005). Die initiierte morphologische und neuronale Adaptation, die für eine verbesserte Leistungsfähigkeit verantwortlich ist, konnte bislang nicht im Detail identifiziert werden (Gondin et al., 2005; Maffiuletti et al., 2006).

Dabei besteht ein erhöhter Forschungsbedarf insbesondere in einer Differenzierung von Trainingseffekten durch die Erhebung isometrischer und isoinertialer Parameter wie die RFD, dem Impuls, der P_{max} etc. Dies erfolgte bislang nur in einer Studie der GK-EMS vornehmlich für die Oberkörpermuskulatur. Muskelgruppenspezifische Unterschiede der unteren Extremitäten verbleiben bislang ununtersucht. Neben der isometrischen Trainingsausführung, die in der Literatur schwerpunktmäßig behandelt wird, scheint zudem eine dynamische Trainingsausführung während der GK-EMS eine vielversprechende Intervention zu eröffnen. Zum einen beugt es einer Überforderung durch GK-EMS mit einer geringeren Trainingsintensität vor, zum anderen bindet es koordinative Regelkreisläufe mit ein. Des Weiteren konnte bereits durch isometrische lokale EMS das isokinetische M_{max} gesteigert werden, so dass durch eine dynamische Stimulation der gesamten Muskelkette eine Erhöhung dieses Trainingseffekts zu erwarten ist. Die Ergebnisse einer dynamischen lokalen EMS lassen darüber hinaus vermuten, dass bei einer trainingsspezifischen Diagnostik neue Einblicke in Trainingseffekte gewährt werden könnten. Eine isoinertiale Diagnostik, insbesondere der einzelnen Faktoren F und v, wurde bislang noch nicht durchgeführt.

So vielfältig wie sich der Forschungsstand von WBV-Training darstellt, von negativen bis positiven Effekten in einer Höhe von -70 bis +50 %, so widersprüchlich sind auch die in der Literatur vertretenen Meinungen über die Wirksamkeit. Im Leistungssport sind die Ergebnisse anerkannt, aber uneindeutig und in einer zielgerichteten Intervention zweifelhaft, so dass WBV-Training in ein frühes Entwicklungsstadium eingestuft wird (Haas et al., 2004; Jordan et al., 2005; Issurin, 2005). „Thus, they provide no basis for recommending WBV as a replacement, or addition, to resistance training at least not in healthy fit people […]" (Nordlund & Thorstensson, 2007, S. 16).

Ursprung findet diese Einstufung in der Beeinflussung unterschiedlicher Gewebe beim WBV-Training, so dass das Verständnis möglicher Effekte sehr komplex ist und physiologische Konsequenzen nicht vollständig geklärt sind (Liphardt, 2008; Spitzenpfeil, 2000). Wie bei der EMS ist die vielfältige Zuordnung von Trainingsreizen und -effekten aber auch durch variierende Trainingsprotokolle (Trainingserfahrung, Trainingstyp, Intensität, Volumen, Zusatzlast etc.), Testdesigns (Retest, Kontrollgruppe etc.) und Stimulationsmethoden (Methode der Applikation, Amplitude, Frequenz etc.) zu erklären (Luo et al., 2005; Jordan et al., 2005).

Forschungsbedarf besteht insbesondere in einer Beschreibung des Trainingsreizes der Einzelwiederholung sowie der ROM bei dynamischen Übungen. Die Standposition und damit auch die Körperposition während der Übungsdurchführung sind entscheidende Faktoren, die bestimmen, wie die Schwingungen durch den Körper weitergeleitet werden. Die Betrachtung der typischen Trainingsreize Frequenz und Amplitude haben gezeigt, dass die alleinige Beschreibung dieser zu keiner eindeutigen Zuordnung von Trainingseffekten führen. Zudem wurden bislang Informationen über isoinertiale Parameter und eine Betrachtung isometrischer Parameter der Kraftentfaltung (z.B. RFD, Impuls etc.) nicht ausgereizt, obwohl sich die WBV insbesondere neuronal auswirken soll. Muskelgruppenspezifischen Unterschieden wurde bislang ebenfalls nicht nachgegangen.

Hauptfragestellungen, die sich aus dem Forschungsstand mechanischer und elektrischer Trainingsreize und -effekte für die vorliegende Arbeit ableiten lassen, sind:

11. Sind die erweiterten mechano-biologischen Trainingsreize nach Toigo und Boutellier (2006) methodenspezifische Trainingseffekte systematisch zuzuordnen?
12. Sind die erweiterten mechano-biologischen Trainingsreize nach Toigo und Boutellier (2006) hinreichend zur Beschreibung von Trainingsinhalten?
13. Welche mechanische und elektrische Trainingsreize sind zu denen von Toigo und Boutellier (2006) zu ergänzen, damit Trainingsreize der Methoden WBV und GK-EMS für eine gezielte Intervention standardisiert werden?

Hauptfragestellungen, die sich aus der Verbindung des Forschungsstands mechanischer und elektrischer Trainingsreize und -effekte sowie der Reliabilität ergeben, sind:

14. Welche Zuordnungen mechanischer und elektrischer Trainingsreize und -effekte können mit Hilfe der Reliabilitätsprüfung als unzuverlässig aufgedeckt werden?

Folgende methodenspezifischen Fragestellungen können insbesondere bearbeitet werden:

15. Bietet die Intervention der dynamischen GK-EMS Trainingseffekte auf isometrische Parameter der Kraftentfaltung und isoinertiale Parameter?
16. Bietet die Intervention der dynamischen WBV Trainingseffekte auf isometrische Parameter der Kraftentfaltung und isoinertiale Parameter?
17. Zeigen die jeweiligen Kombinationen von GK-EMS und WBV mit Krafttraining an Maschinen Zuordnung von Trainingseffekten auf beide Arten von Trainingsreizen?
18. Beeinflusst die Muskelgruppe (Kniestreck- vs. Kniebeugemuskulatur) die Zuordnung von Trainingsreizen und -effekten?

4. Empirische Studie I: Reliabilität isometrischer und isoinertialer Parameter

Dieses Kapitel beinhaltet die Methodik, die Ergebnisdarstellung sowie die abschließende Ergebnisdiskussion der Reliabilitätsprüfung isometrischer und isoinertialer Parameter durch ein Test-Retest-Verfahren. Das analytische Ziel dieses empirischen Verfahrens war, die Zuverlässigkeit der Parameter in Bezug auf ihre spätere Anwendung innerhalb einer Evaluation von Trainingsreizen und -effekten zu bestimmen.

4.1 Methodik

Nachstehend wird die Methodik für das Test-Retest-Verfahren beschrieben. Unter Beachtung des theoretischen Hintergrunds wurde das Untersuchungsdesign ausgerichtet. Dabei wurde insbesondere der Forschungsstand der Messmethodik (Kapitel 2.1.4) und der Reliabilität (Kapitel 2.1.5) in die Designüberlegungen einbezogen.

4.1.1 Probanden

Das Probandenkollektiv (n = 14) setzte sich aus männlichen und weiblichen Sportstudenten der Deutschen Sporthochschule Köln zusammen. Die Probanden bescheinigten alle Sporttauglichkeit und eine Krafttrainingserfahrung von zwei Jahren. Die anthropometrischen Daten der Stichprobe sind in Tab. 26 aufgeführt.

Tab. 26. Anthropometrische Daten der Probanden (Test-Retest)

Test-Retest	N	Alter [Jahre]	Größe [m]	Gewicht [kg]
Probanden	14	20,79 ± 1,85	1,78 ± 0,09	70,79 ± 11,92

Während der Test-Retest-Phase sollten die Probanden ihren gewohnten sportlichen Aktivitäten erhaltend nachgehen, jedoch keine ungewohnten Kraft- oder Ausdauertrainingsreize setzen (Abernethy, 1993). 72 h vor den jeweiligen Tests durften keine intensiven Trainingseinheiten durchgeführt werden (Abernethy et al., 1995). Auf ausreichende Ernährung und Flüssigkeitszufuhr wurde hingewiesen und vor Testbeginn auf Nachfrage abgesichert. „Ergogenics“ durften nicht verwendet oder eingenommen werden (Blazevich & Cannavan, 2007; Kraemer et al., 2006).

4.1.2 Studiendesign

Der Gesamtzeitraum der Studie betrug drei Wochen und beinhaltete nach einer Gewöhnungsphase einen Test und einen Retest in Wiederholung unter gleichen Bedingungen (Abb. 7), um die Teststabilität durch ein Test-Retest-Verfahren zu prüfen (Bortz, 2005).

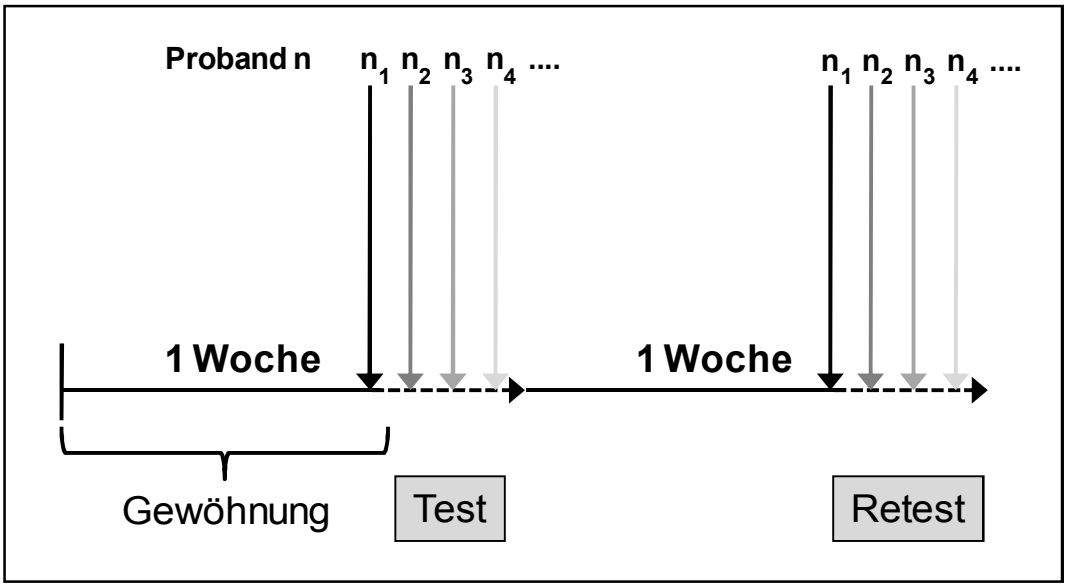


Abb. 7. Studiendesign Test-Retest-Verfahren

Die Gewöhnungsphase diente dazu, mit den Probanden einen professionellen Diagnostikablauf innerhalb einer Probeeinheit zu erarbeiten (Schlumberger & Schmidtbleicher, 2000; Viitasalo et al., 1980). Nach den Kriterien von Kraemer et al. (2006) wurden die Probanden jeweils auf gleiche Weise schriftlich und mündlich in das standardisierte Messprotokoll eingewiesen. Nach Trockenübungen der verschiedenen isometrischen und isoinertialen Testart wurde eine vollständige Diagnostik unter realen Testbedingungen und maximaler Anstrengung erprobt. Erst wenn eine stabile und reproduzierbare Technik festzustellen war, ist das wiederholte Üben des Testprotokolls abgebrochen worden. Als Feedback wurde den Probanden ggf. die Kraft-Zeit-Kurve oder die Weg-Zeit-Kurve online von den Versuchsleitern gezeigt, um Korrekturen in der Ausführung visuell zu verdeutlichen. Die Krafttrainingsgeräte wurden vorab sorgfältig für die Probanden eingestellt und protokolliert.

Der Test und der Retest erfolgten dann jeweils eine Woche später unter gleichen Bedingungen bezogen auf den Wochentag, die Tageszeit, den Versuchsleiter, die Geräte-

einstellungen und die Umgebungsbedingungen (Klimaanlage) (Blazevich & Cannavan, 2007; Kraemer et al., 2006; Cappaert, 1999; Meese, Schiefer, Kustner, Kok & Lewis, 1986). Mit dem zeitlichen Abstand von einer Woche konnte ein kompletter Zyklus von Unterrichtseinheiten im Studium der Probanden umfasst werden.

4.1.3 Diagnostik

Bezogen auf die Diagnostik waren folgende Punkte im messmethodischen Aufbau des Test-Retest-Verfahrens zu beachten:

4.1.3.1 Messtechnik

Ein digitales Mehrkanalmesssystem DigiMax der Firma mechaTronic (Hamm) dient der Kraft- und Leistungsmessung an mechanischen Trainingsgeräten und wurde für die geplante Kraftdiagnostik an der Leg Extension und an der Leg Curl Maschine der Firma Gym80 International (Gelsenkirchen) genutzt. Das DigiMax System bestand dabei aus folgenden messtechnischen Komponenten (Abb. 8):

- Kraft- und Wegsensor,
- PC-2-Kanal-Interface,
- Computer mit serieller Schnittstelle,
- Mess- und Auswertesoftware.

Abb. 8. Komponente des Mehrkanalmesssystems DigiMax

Demnach waren beide Geräte mit einem Kraft- und einem Wegsensor ausgestattet. Die Kraftsensoren wurden lotgerecht zwischen dem Seilzugsystem und dem Gewichtsplattenstapel des jeweiligen Gerätes installiert. Die Wegsensoren wurden zwischen Gewichtsplattenstapel und Geräteturmverkleidung jeweils parallel zu der Bewegungsrichtung der Gewichte lotgerecht innerhalb einer berechneten Fehlertoleranz von 15 mm genau angebracht. Nach den messtechnischen Empfehlungen für den Einsatz von Kraft- und Wegsensoren (siehe Kapitel 2.1.4) sind folgende Merkmale im Vorfeld abgeklärt worden:

Tab. 27. Messtechnische Merkmale Kraft- und Wegsensor

	Kraftsensor	**Wegsensor**
Typ	5kN Zug- und Druckkraftsensor Typ KM1506 (megaTron)	Seilzug-Wegaufnehmer Typ S501D (megaTron)
Messverfahren	DMS-Vollbrücke (4 Punkte mit betragsgleicher Deformation)	Impulsgeber (optoelektronischer Inkrementalgeber)
Messbereich	5000 N	2000 mm
Auflösung	0,01 N	10 Pulse/mm
Genauigkeit	max. 0,5 % vom Skalenendwert	0,2 mm bei einer Bewegungsgeschwindigkeit von < 2 m/s
Thermische Effekte	Vernachlässigbar (-10° bis 70° Celsius Gebrauchstemperatur; 0 bis 100 % Luftfeuchtigkeit)	Vernachlässigbar (0° bis 60° Gebrauchstemperatur; 0 bis 90 % Luftfeuchtigkeit)

Mit Hilfe der zweiten Komponente des DigiMax Systems, dem PC-2-Kanal-Interface, konnten die Sensorenrohdaten (Kraft [N] und Weg [mm]) mit 100 Hz digitalisiert und an die Messcomputer übertragen werden. Diese Rohdaten wurden bei den isometrischen Tests mit der Software IsoTest (Version 2.0) aufgezeichnet und gespeichert (siehe Abb. 9). Bei den isoinertialen Messungen kam die Software DynamicTest (Version 2.0) zum Einsatz (siehe Abb. 10), die sowohl die Daten des Kraft- als auch des Wegsensors gleichzeitig empfangen konnte. Für beide Softwareprogramme der Firma mechaTronic (Hamm) lag die Abtastrate ebenfalls bei 100 Hz. Es wurde eine mathematische Glättung im Mittel über sieben Werte vor und nach dem aktuellen Rohwert (Kraft und Weg) als Filter in beiden Programmen verwandt. Diese Glättung im Bereich von ms orientierte sich an den Empfehlungen von Christ et al. (1994) und Wilson et al. (1993) für das Zeitintervall zur Berechnung der F_{max} (siehe Tab. 8). Zudem konnte vor der Speicherung eines jeden Versuches ein individueller Startpunkt für weitere Datenverarbeitungen gesetzt werden, so dass die Voraktivierung der Probanden von dem eigentlichen maximalen Versuch abgetrennt wurde.

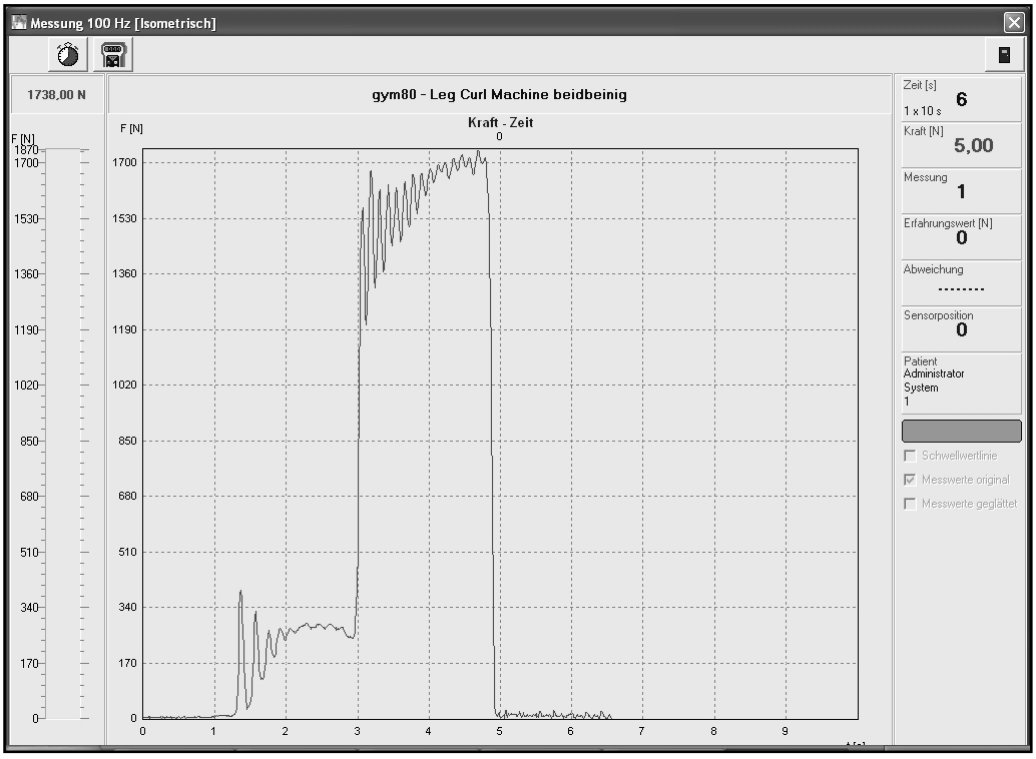


Abb. 9. Isometrische Kraft-Zeit-Kurve

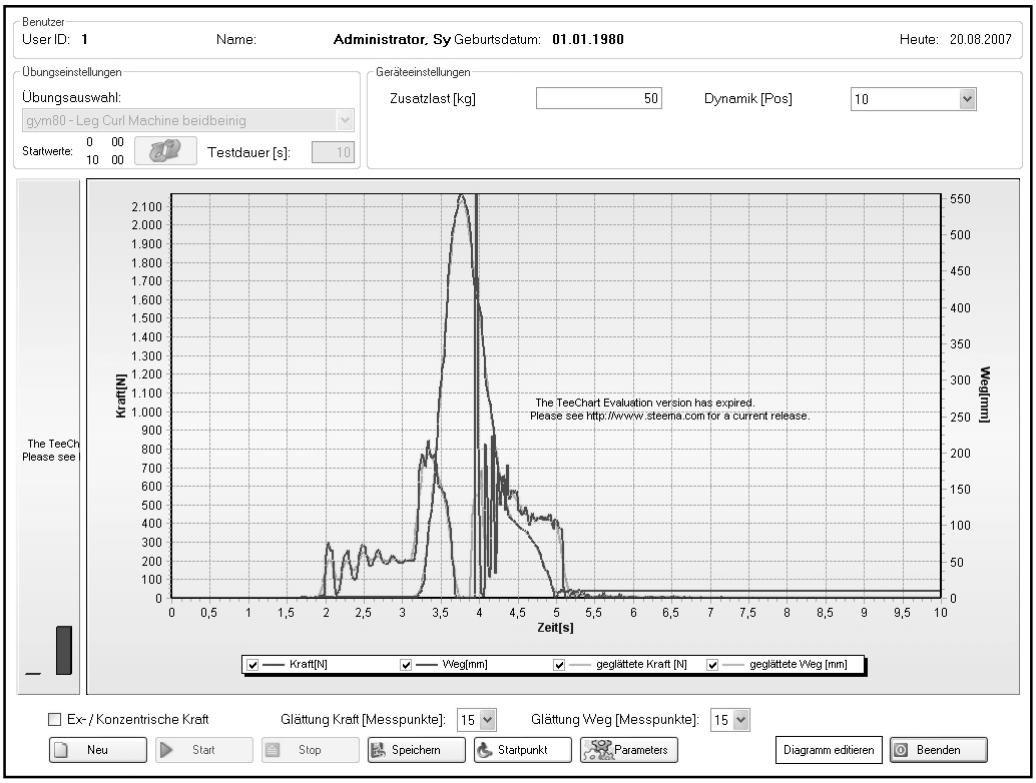


Abb. 10. Kraft-Zeit-Kurve und Weg-Zeit-Kurve

Die durchgeführten Versuche sind anschließend in einer Datenbank gespeichert und mit dem Programm Therapiestation (Version 2.3) verwaltet und ausgelesen worden. Alle isometrischen und isoinertialen Parameter wurden hier pro Versuch und Gerät berechnet und zur Verfügung gestellt.

4.1.3.2 Krafttrainingsmaschinen

Zur Diagnostik wurden die Leg Extension und Leg Curl Maschine der Edition Line der Firma Gym 80 International (Gelsenkirchen) verwendet. Sie sind nach Kraemer et al. (2006) ein „variable-resistance system“ mit spezifischen mechanischen Eigenschaften. So verblieben sie von Diagnostik zu Diagnostik gleich. Zudem sind sie als Trainingsgeräte für die spätere Intervention verwandt worden, so dass den Empfehlungen des messmethodischen Einsatzes von Krafttrainingsmaschinen gefolgt wurde (Kraemer et al., 2006; Harman, 2006; Wilson & Murphy, 1996b).

4.1.3.3 Versuchsdesign

Vor jeder Kraftdiagnostik wärmte sich jeder Proband allgemein mit einer zehnminütigen leichten bis mittleren aeroben Aktivität (Radfahren auf einem Fahrradergometer) auf. Danach folgte ein submaximales spezifisches Aufwärmen am Gerät mit einer zwölf- bis fünfzehnmaligen Wiederholung der Geräteübung mit mittleren Gewichten (50 - 60 % der F_{max}) (siehe Kapitel 2.1.4).

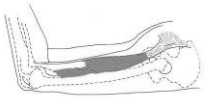
Die Reihenfolge der Diagnostik der Kniestreck- oder der Kniebeugemuskulatur wurde randomisiert. Das Diagnostikprotokoll war wie folgt standardisiert:

- 1 isometrischer Probeversuch,
- 3 isometrische Versuche in definierter Winkelstellung,
- 1 isometrischer Versuch in der Ausgangstellung der isoinertialen Diagnostik zur Ermittlung des Zusatzgewichts,
- 1 Probeversuch der isoinertialen Bewegung mit 50 % Zusatzlast,
- 3 isoinertiale Versuche mit 50 % Zusatzlast,
- 1 Probeversuch der isoinertialen Bewegung mit 75 % Zusatzlast,
- 3 isoinertiale Versuche mit 75 % Zusatzlast.

Für jeden Testtyp wurden drei Versuche gemessen und jeweils der beste Versuch gewertet (Haffajee et al., 1972; Andersen & Henckel, 1987; Siegel et al., 1989). Das Pausendesign wurde auf 60 s zwischen den Versuchen und 3 min zwischen den Testarten festgelegt (vgl. Tab. 5 und Tab. 6.).

Die **isometrischen Versuche** waren des Weiteren durch folgende Designmerkmale charakterisiert:

Tab. 28. Isometrische Diagnostik

Kraftgeräte	**Einstellung** Isometrie	**Hauptmuskelgruppe**
Leg Extension Machine (Beinstreckung)	Kniewinkel: 120° (innerer Kniewinkel) **Ind. Einstellung** Hebelarm, Fußrolle, Rückenlehne	m. quadriceps femoris
Leg Curl Machine (Beinbeugung)	Kniewinkel: 150° (innerer Kniewinkel) **Ind. Einstellung** Hebelarm, Fußrolle	 m. biceps femoris

Die isometrischen Messungen bestanden aus drei isometrischen Tests in einer sportartübergreifenden Gelenkwinkelstellung.

Um den Probanden eine „günstige“ Kraft-Längen-Relation für maximale Kraftwerte anbieten zu können (Kraemer et al., 2006), wurden die Kraft-Längen-Relationen nach Kulig et al. (1984) herangezogen. Sie stellten in ihrem Review bestehende Relationen für die Kniebeuger oder -strecker als dominante Muskeln zusammen, so dass nach Sale (1991) Gelenkwinkelbereiche mit den höchsten Kraftwerten zur Reduktion von Fehlmessungen ausgewählt werden konnten. So lag der Gelenkwinkel des Knies bei der Kniestreckmuskulatur bei 120° und bei der Kniebeugemuskulatur bei 150° (siehe Tab. 28). Es wurde der Gelenkeinschlusswinkel unter Muskelanspannung gegen den Hebelarm der Maschinen gemessen, um Spielräume in der Gerätemechanik auszuschließen und die instantane Gelenkachse als Maßstab zu wählen (Rothstein, 1985) (vgl. Tab. 4). Der Hüftgelenkseinschlusswinkel als benachbarter Winkel wurde ebenfalls standardisiert auf 90° bei der Leg Extension und 140° bei der Leg Curl Maschine (Hay, 1994; Brown & Weir, 2001). Die Nutzung des Goniometers zur Gelenkwinkeleinstellung erfolgte nach den Vorgaben von Maud und Kerr (2006). Die Diagnostikergebnisse gelten im weiteren Studienverlauf als maximale, externe Gelenkmuskelkraft resultierende aus

den gewählten Gelenkwinkelstellungen an den testspezifischen Krafttrainingsmaschinen.

Die Positionierung der Probanden wurde auf die instantane Drehachse des Kniegelenks hin ausgerichtet und in Relation zur Körpergröße gewählt, so dass Lücken zwischen Kraftmaschine und Proband minimiert wurden. Auf eine aktive Stabilisierung der Probanden in dieser Position und ruhigen Oberkörperhaltung wurde während der Versuche ebenfalls geachtet. Die Griff-, die Oberkörper-, die Bein- und die Fußhaltung sind zudem standardisiert und protokolliert worden (Kraemer et al., 2006; Brown & Weir, 2001; Sale et al., 1988).

Während der isometrischen Versuche hatten die Probanden die Aufgabe, so fest wie möglich gegen den festgestellten Hebelarm zu drücken. Dabei sollte die Maximalkraft (F_{max}) möglichst schnell entfaltet werden. Über diese Zielsetzung wurden die Probanden trotz der Gewöhnung nochmals vorab instruiert (Schlumberger & Schmidtbleicher, 2000) und auf entsprechende technische Durchführungskriterien hingewiesen (Brown & Weir, 2001). Die Instruktion für die einzelne Versuchsdurchführung wurde nach Bemben et al. (1990) wie folgt festgelegt: “Die Maximalkraft ist so kräftig und so schnell wie möglich zu erreichen” (2. Instruktion). Entsprechend der Vorgabe von Brown und Weir (2001) wurde sie konsistent, sparsam und prägnant gehalten.

Die Kontraktionsdauer pro Versuch lag zwischen zwei und fünf s (vgl. Tab. 7). Dabei sollte die Maximalkraft im Sinne einer schnellen Kraftentfaltung nicht künstlich gehalten werden (Schlumberger & Schmidtbleicher, 2000), sondern der Versuch konnte durch die Online-Darstellung nach Erreichen des Maximums und beginnendem Abfallen individuell von den Versuchsleitern abgebrochen werden (Sale, 1991). Ein Feedback über die Online-Darstellung, wie in der Gewöhnung, wurde nicht mehr gegeben. Aufgrund des eingespielten Versuchsleiterteams konnte jedoch mit konsistenten Zurufen motiviert werden, um die Anstrengung zu steigern (Rhea et al., 2003).

Zur Ermittlung der Zusatzlast für die isoinertialen Tests wurde ein vierter isometrischer Versuch in gesonderter Gelenkwinkelstellung durchgeführt (Wilson & Murphy, 1996b). Da Kraft-Längen-Relationen der Kniebeuge- und Kniestreckmuskulatur in ansteigend-abfallender Form verlaufen (Kraemer et al., 2006), wurde sich für diesen Versuch an den sog. „sticking regions“ der ROM orientiert, um eine isoinertiale Testbewegung nicht durch eine zu schwere Zusatzlast aus günstigem Winkel zu behindern. So wurde

eine Gelenkwinkelstellung an der Ausgangsstellung der übungsspezifischen ROM der Leg Extension und der Leg Curl Maschine von Gym 80 International ausgewählt (Kniestreckmuskulatur: 90°, Kniebeugemuskulatur: 170°).

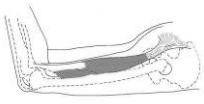
Insgesamt wurden die in Tab. 29 aufgeführten isometrischen Parameter untersucht. Dabei ergänzten die Parameter der Kraftentfaltung Impuls und RFD mit zeitlicher Differenzierung die maximalen Parameter F_{max}, F_{rel}, $F_{maxindex}$ und RFD_{max} (siehe Tab. 29).

Tab. 29. Isometrische Parameter

F [N]	Maximum zu verschiedenen Zeitpunkten (30, 50, 100, 200, 500 ms)
RFD [N/s]	Maximum zu verschiedenen Zeitpunkten (30, 50, 100, 200, 200 - 500 ms, $F_{maxindex}$)
Impuls [N*s]	In verschiedenen Zeitintervallen (0 - 30, 0 - 50, 0 - 100, 0 - 200, 200 - 500 ms)

Das **isoinertiale Versuchsdesign** hatte folgende messmethodische Merkmale (siehe Tab. 30):

Tab. 30. Isoinertiale Diagnostik

Kraftgeräte (Basischeck)	**Einstellung** Dynamik	**Hauptmuskelgruppe**
Leg Extension Machine (Beinstreckung)	Kniewinkel: 90° (innerer Kniewinkel) **Ind. Einstellung** Hebelarm, Fußrolle, Rückenlehne	m. quadriceps femoris
Leg Curl Machine (Beinbeugung)	Kniewinkel: 170° (innerer Kniewinkel) **Ind. Einstellung** Hebelarm, Fußrolle	 m. biceps femoris

Insgesamt sechs isoinertialen Versuche wurden direkt im Anschluss zu dem vierten isometrischen Krafttest an der Leg Extension und an der Leg Curl Maschine durchgeführt (Kraemer et al., 2006). Die bei den Versuchen gemessene Leistung (P_{max}) setzte sich aus den beiden Faktoren Kraft (F) und Geschwindigkeit (v) zusammen. So sollten

drei der isoinertialen Leistungstests unter dem Schwerpunkt des Geschwindigkeitsfaktors und drei Tests unter dem Schwerpunkt des Kraftfaktors umgesetzt werden. Als Zusatzlast für diese Ausführungen wurde die im vierten isometrischen Versuch ermittelte F_{max} mit 50 % (Geschwindigkeitsfaktor) und 75 % (Kraftfaktor) prozentual festgelegt. So konnte die Zusatzlast intraindividuell auf das Leistungsniveau abgestimmt und innerhalb der personenübergreifenden Gelenkwinkelstellung interindividuell vergleichbar gehalten werden (Kraemer et al., 2006). Zum Aufstecken der Zusatzlast standen die Gewichtsplatten der Kraftmaschinen zur Verfügung, die in fünf Kilogrammschritten unterteilt waren.

Die übungsspezifische ROM betrug als totale ROM an beiden Geräten 90°, so dass bei der Leg Extension die physiologische ROM bei 90° inneren Kniewinkels startete und bei 180° endete sowie bei der Leg Curl Maschine von 170° bis hin zu 80° reichte. Die Bestimmung der ROM sind nach Kraemer et al. (2006) sowie Brown und Weir (2001) als Voraussetzung für zuverlässige isoinertiale Parameter zu sehen.

Die Instruktion für die Versuchsdurchführung wurde wie folgt festgelegt: „So schnell wie möglich das Gewicht konzentrisch bewegen!“.

Technikkriterien, die eingehalten werden mussten und kontrolliert wurden (Kraemer et al., 2006), waren eine aktive Stabilisierung der Sitzposition sowie angezogene Fußspitzen. Das Bewegungsmuster war nach dem Andrücken an den Hebelarm mit einem explosiven Start ohne zusätzliche Ausholbewegung mit maximal schneller Bewegungsausführung über die komplette ROM gekennzeichnet. Versuche mit „windowing“ im Rahmen einer isoinertialen Diagnostik durch „Abstoßen des Gewichts von den Extremitäten“ wurden nicht gewertet (Brown & Weir, 2001). War eins der Kriterien nicht erfüllt worden, galt der Versuch als ungültig. Eine Absicherung dieser Kriterien wurde jedoch bereits in der Gewöhnungsphase abgeschlossen.

Im Rahmen dieser Untersuchung wurden die Test-Retest-Stabilität auf die Leistung (P_{max}) und ihre dazugehörigen Faktoren untersucht (Kraft F_{tPmax} und F_{maxdyn} sowie Geschwindigkeit v_{tPmax} und v_{max}). Die Diagnostikergebnisse gelten im weiteren Studienverlauf als maximale, externe Gelenkmuskelleistung, resultierend aus den gewählten ROM an den testspezifischen Krafttrainingsmaschinen. Darüber hinaus wurden analog zur

isometrischen Diagnostik Parameter der Entfaltung RPD, RFD und RvD analysiert (siehe Tab. 31).

Tab. 31. Isoinertiale Parameter

P_{max} [W]	Maximale Leistung
F_{tPmax} [N]	Kraft zum Zeitpunkt der maximalen Leistung
V_{tPmax} [m/s]	Geschwindigkeit zum Zeitpunkt der maximalen Leistung
F_{maxdyn} [N]	Maximale konzentrische Kraft
V_{max} [m/s]	Maximale konzentrische Geschwindigkeit
RFD_{max} [N/s]	"maximal rate of force development"
RvD_{max} [m/s/s]	"maximal rate of velocity development"
RPD_{max} [W/s]	"maximal rate of power development"

4.1.3.4 Versuchsleiter

Das Team der Versuchsleiter setzte sich aus drei Personen aus dem Forschungsschwerpunkt der Kraftdiagnostik & Bewegungsforschung des Instituts für Trainingswissenschaft und Sportinformatik an der Deutschen Sporthochschule zusammen. Sie verfügten alle über mehrjährige Erfahrung in der Durchführung von Kraftdiagnostiken an Geräten und sportmotorischen Tests. Die Versuchsleiter führten jeweils von einem Probanden die Gewöhnungsphase und die beiden Diagnostiken durch und sollten auch später für die Interventionsstudie in den Eingangs-, den Ausgangs- und den Retests zur Verfügung stehen.

4.1.4 Statistik

Das statistische Vorgehen orientierte sich an der Fünf-Punkte-Vorgabe von Atkinson und Nevill (1998).

Hiernach sind die erhobenen Parameter zunächst auf Varianzheterogenität zu prüfen, um die Anwendungsvoraussetzung z.B. von Korrelationskoeffizienten nachzuweisen. Dies wurde in dieser Studie mit Hilfe des Levene-Tests bzw. F-Tests ermittelt. Das Signifikanzniveau des F-Tests lag standardmäßig bei $p < 10$ % (Bortz, 2005). Alternativ hätte das LoA angewendet werden können (Hopkins, 2000b), welches jedoch aufgrund der Probandenzahl $n > 40$ ausgeschlossen wurde (Atkinson & Nevill, 1998).

Im zweiten Schritt gilt es, den systematischen Fehlertyp auszuschließen (Atkinson & Nevill, 1998). Hierfür wird in der Literatur der abhängige t-Test empfohlen (Atkinson & Nevill, 1998), so dass dieser auch mit einem Signifikanzniveau von $p < 1$ % angewendet worden ist.

Die Überprüfung der relativen und absoluten Reliabilität gilt es nach Atkinson und Nevill (1998) im dritten Schritt zu verbinden, um in der Ergebnisinterpretation sowohl Aussagen über die relative Rangfolge der Probanden als auch über die absolute Variation der einzelnen Probanden treffen zu können. In der Literatur werden hierzu vielfältige Parameter (siehe Tab. 9 und Tab. 10) angeboten.

Als Korrelationskoeffizient wurde der PPM berechnet, der in der Literatur als häufigstes Verfahren angewendet wird (Atkinson & Nevill, 1998). Des Weiteren zeichnet den PPM die Konzentration auf die Rohwerte im Gegensatz zum SR aus (Bortz, 2005), so dass aufgrund der intervallskalierten Messwerte innerhalb dieser Studie die Anwendung sinnvoll erschien. Eine klare Berechnungsformel des Koeffizienten im Vergleich zur ICC bestärkte diese Herangehensweise (Weir, 2005). Die relative Reliabilität wurde mit diesem Korrelationskoeffizienten dimensionslos angegeben, mit Hilfe der Einteilung von Safrit und Wood (1995) in seiner Stärke bewertet sowie nach Morrow und Jackson (1993) auf eine Signifikanzprüfung wegen fehlender Relevanz bei Reliabilitätsverfahren verzichtet.

Die absolute Reliabilität wurde mit Hilfe des CV dimensionslos sowie mit dem TE in der jeweiligen Einheit des Parameters errechnet. Für den CV wurde die Formel nach Sale (1991) verwendet, der diese Formel in seinem Review im Zusammenhang mit kraftdiagnostischen Verfahren stellt. Der Interpretationslevel einer hohen absoluten Reliabilität wurde hierzu aus der Literatur mit 10 % angesetzt. Dies ist willkürlich. Alternativen liegen jedoch nicht vor. Das Fehlerintervall des CV beläuft sich dabei auf 68 % (Strike, 1991). Der TE ist nach Hopkins (2000b) den anderen Verfahren übergeordnet. Diese Vormachtstellung konnte in der Auseinandersetzung mit der Literatur nicht bestätigt werden. Da er jedoch als einziges Verfahren messbedingte Veränderungen in den Dimensionen der kraftdiagnostischen Ergebnisse anzeigen kann, erschien er eine sinnvolle Ergänzung zu den bisher dimensionslosen Methoden. Der LoA fiel wegen der bereits benannten Probandenanzahl aus dem Konzept. Vom SEM wurde aufgrund des Korrela-

tionskoeffizienten in seiner Berechnungsformel Abstand genommen, um eine klare Trennung zwischen relativer und absoluter Zuverlässigkeit zu gewährleisten.

Das analytische Ziel des Test-Retest-Verfahrens wurde abschließend im fünften Schritt festgelegt, die Zuverlässigkeit der Parameter in Bezug auf ihre spätere Anwendung innerhalb einer Evaluation von Trainingsreizen und -effekten zu bestimmen. Hierzu war zu gewährleisten, dass mögliche Kraftsteigerungen durch vierwöchige Interventionen durch hinreichend zuverlässige Parameter erhoben werden konnten.

Tab. 32. Zusammenfassung der statistischen Vorgehensweise

	Methoden	Signifikanzniveau
Varianzheterogenität	• Levene-Test bzw. F-Test	• $p < 10\ \%$
Systematische Fehler	• abhängiger t-Test	• $p < 1\ \%$
Relative Reliabilität	• Korrelation - "Pearson`s Product-Moment" (PPM)	
Absolute Reliabilität	• "coefficient of variation" (CV) - $CV = \frac{TE}{(\bar{x}_1 + \bar{x}_2)/2} x\ 100$ • "typical error" (TE) - $TE = \frac{s_{diff}}{\sqrt{2}}$	• < 10 %

4.2 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Test-Retest-Reliabilitätsprüfung zusammengestellt. Diese Darstellung orientierte sich an dem empfohlenen statistischen Vorgehen in 5 Punkten nach Atkinson und Nevill (1998): Nach einer deskriptiven Beschreibung der Parameter und der Prüfung der Anwendungsvoraussetzungen von Testverfahren wird die relative und absolute Reliabilität vorgestellt. Dabei sind die Ergebnisse nach isometrischen und isoinertialen Parametern unterteilt.

4.2.1 Isometrische Parameter

Die Ergebnisdarstellung beinhaltet folgende isometrische Parameter: Kraft (F_{max}, F_{rel}, $F_{30\ -\ 500\ ms}$, $F_{maxindex}$), RFD (RFD_{max}, $RFD_{30\ -\ 200\ ms}$) und Impuls ($Impuls_{30\ -\ 500\ ms}$).

Kraft (F_{max}, F_{rel}, $F_{30\ -\ 500\ ms}$, $F_{maxindex}$)

Die Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der Kniebeuge- und der Kniestreckmuskulatur zeigten sowohl im Test (1) als auch im Retest (2) für die Parameter der Maximalkraft (F_{max}), der relativen Kraft (F_{rel}) und der Kraft (F) zu verschiedenen

Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve keine Auffälligkeiten in der *deskriptiven Statistik*, die für Unregelmäßigkeiten zwischen den Tests zeugten (Tab. 33 und Tab. 34). Aus diesem ersten Eindruck waren die Maximalkraftindexe ($F_{maxindex}$) herauszunehmen, die sehr hohe SD aufwiesen. Generell fielen die Kraftwerte bei der Kniestreckmuskulatur in allen Parametern, wie erwartet, höher als bei der Kniebeugemuskulatur aus. Die prozentualen Veränderungen der Kraftparameter zwischen den MW 1 und 2 lagen von -3,10 bis 9,12 % bei der Beugung und 2,89 bis 9,69 % bei der Streckung jeweils unter 10 %. Die Schwankungen der F_{max} waren mit einem Absolutwert von -68,17 und -70,57 N für beide Kniebewegungen festzustellen. Bis auf den $F_{maxindex}$ bei der Kniebeugemuskulatur stiegen alle MW vom 1 zu 2 an.

Tab. 33. Leg Curl - Mittelwert, Standardabweichung und Mittelwertdifferenz Test zu Retest: Maximalkraft, relative Kraft, Maximalkraftindex und Kraft zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve in [N]

		MW 1	SD 1	MW 2	SD 2	Changes in Mean 1-2	Changes in Mean [%]
Leg Curl Isometrie	F_{max}	1254,17	367,09	1322,33	397,59	-68,17	5,44
	F_{rel}	17,66	2,84	18,59	3,03	-0,93	5,25
	$F_{maxindex}$	1172,58	1271,65	1136,25	598,71	36,33	-3,10
	F 30 ms	356,42	204,86	367,08	141,02	-10,67	2,99
	F 50 ms	420,42	236,02	446,17	158,83	-25,75	6,12
	F 100 ms	609,58	282,91	661,58	251,95	-52,00	8,53
	F 200 ms	925,92	302,74	1010,33	357,14	-84,42	9,12
	F 500 ms	1157,67	363,83	1226,00	370,14	-68,33	5,90
1 = Test; 2 = Retest // MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung							

Tab. 34. Leg Extension - Mittelwert, Standardabweichung und Mittelwertdifferenz Test zu Retest: Maximalkraft, relative Kraft, Maximalkraftindex und Kraft zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve in [N]

		MW 1	SD 1	MW 2	SD 2	Changes in Mean 1-2	Changes in Mean [%]
Leg Extension Isometrie	F_{max}	2004,29	441,24	2074,86	422,03	-70,57	3,52
	F_{rel}	28,35	4,33	29,43	3,93	-1,08	3,81
	$F_{maxindex}$	1479,14	1365,44	1616,71	2153,31	-137,57	9,30
	F 30 ms	476,43	236,19	522,57	273,57	-46,14	9,69
	F 50 ms	573,50	271,08	617,93	286,83	-44,43	7,75
	F 100 ms	893,36	365,31	944,43	332,23	-51,07	5,72
	F 200 ms	1451,50	464,39	1493,43	367,44	-41,93	2,89
	F 500 ms	1756,93	394,28	1814,00	367,26	-57,07	3,25
1 = Test; 2 = Retest // MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung							

Dass diese Mittelwertverschiebungen von 1 zu 2 durch systematische Fehler verursacht worden sind, konnte mit dem abh. t-Test für beide Muskelgruppen ausgeschlossen werden. Anhand des t-Tests lagen für keinen der Parameter signifikanten Veränderungen vor (Tab. 35 und Tab. 36). Der F-Test belegte zudem für alle Parameter außer

dem $F_{maxindex}$ Varianzhomogenität ($p < 10$ %), so dass die relative Reliabilität mit dem PPM überprüft werden konnte.

F_{max}, F_{rel} wiesen eine hohe *relative Reliabilität* mit r = 0.94 und r = 0.81 für die Kniebeugung sowie r = 0.91 und r = 0.81 für die Kniestreckung auf (Tab. 35 und Tab. 36). Als hoch moderate relative Reliabilität konnten die Kraftwerte im Kraft-Zeit-Kurven-Verlauf eingestuft werden. Davon waren an der Leg Curl Maschine $F_{500\ ms}$ mit hoher (r = 0.88) und $F_{100\ ms}$ mit moderater (r = 0.58) relativer Reliabilität auszunehmen. Es stellt sich somit eine zuverlässige Rangfolge der Probanden für die maximalen Kraftwerte (F_{max}) und eine hoch moderat zuverlässige Rangfolge für die Kraft ($F_{30-500\ ms}$) für beide Muskelgruppen dar. Keine relative Reliabilität zeigten die $F_{maxindexe}$.

Tab. 35. Leg Curl - Relative Reliabilität: Maximalkraft, relative Kraft, Maximalkraftindex und Kraft zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve

		PPM	abh. T-Test	Sign.	F-Test
Leg Curl Isometrie	F_{max}	0,94	-1,69		40 %
	F_{rel}	0,81	-1,79		42 %
	$F_{maxindex}$	0,08	0,09		1 %
	F 30 ms	0,71	-0,26		12 %
	F 50 ms	0,68	-0,52		10 %
	F 100 ms	0,58	-0,73		35 %
	F 200 ms	0,73	-1,19		30 %
	F 500 ms	0,88	-1,32		48 %

PPM = Pearson`s Produkt Moment Korrelation; abhängiger T-Test, Levene F-Test

Tab. 36. Leg Extension - Relative Reliabilität: Maximalkraft, relative Kraft, Maximalkraftindex und Kraft zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve

		PPM	abh. T-Test	Sign.	F-Test
Leg Extension Isometrie	F_{max}	0,91	-1,45		44 %
	F_{rel}	0,81	-1,57		37 %
	$F_{maxindex}$	0,03	-0,21		6 %
	F 30 ms	0,77	-0,98		30 %
	F 50 ms	0,74	-0,83		42 %
	F 100 ms	0,75	-0,76		37 %
	F 200 ms	0,81	-0,57		20 %
	F 500 ms	0,76	-0,80		40 %

PPM = Pearson`s Produkt Moment Korrelation; abhängiger T-Test, Levene F-Test

Absolute Reliabilität konnte bei diesem Parameter ($F_{maxindex}$) mit einem CV von 83 % (Kniebeugung) und 112 % (Kniestreckung) auch nicht nachgewiesen werden (Tab. 37 und Tab. 38). Für die übrigen Parameter war die relative mit der absoluten Reliabilität vergleichbar. So zeigten F_{max}, F_{rel}, $F_{500\ ms}$ eine hohe absolute Reliabilität für beide Muskelgruppen (CV = 6 - 11 %). Einen CV von 13 - 28 % wiesen die Kraftwerte F von 30 bis 200 ms auf. Der typische Fehler (TE) lag für die F_{max} bei 99 N (Kniebeugung) und bei 129 N (Kniestreckung). Die TE im Kraft-Zeit-Kurven-Verlauf waren durchschnittlich höher mit 102 bis 194 N.

Tab. 37. Leg Curl - Absolute Reliabilität: Maximalkraft, relative Kraft, Maximalkraftindex und Kraft zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve (TE in [N])

		TE	CV
Leg Curl Isometrie	F_{max}	99	8 %
	F_{rel}	1,27	7 %
	$F_{maxindex}$	961	83 %
	F 30 ms	102	28 %
	F 50 ms	122	28 %
	F 100 ms	174	27 %
	F 200 ms	174	18 %
	F 500 ms	127	11 %
TE = Typical Error; CV = Coeffizient of Variation			

Tab. 38. Leg Extension - Absolute Reliabilität: Maximalkraft, relative Kraft, Maximalkraftindex und Kraft zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve (TE in [N])

		TE	CV
Leg Extension Isometrie	F_{max}	129	6 %
	F_{rel}	1,82	6 %
	$F_{maxindex}$	1779	115 %
	F 30 ms	124	25 %
	F 50 ms	141	24 %
	F 100 ms	177	19 %
	F 200 ms	194	13 %
	F 500 ms	189	11 %
TE = Typical Error; CV = Coeffizient of Variation			

RFD (RFD_{max}, $RFD_{30 - 200\ ms}$)

In der *deskriptiven Statistik* der RFD_{max} lagen die MW zwischen 6,4 und 8,3 N/ms an beiden Kraftmaschinen für beide Diagnostiken (Tab. 39 und Tab. 40). Eine generell höhere RFD wies die Kniestreckmuskulatur auf, die zusätzlich eine Tendenz zeigte, in der mit zunehmendem Zeitintervall (30 bis 200 ms) die RFD von 4,2 bis 5,7 N/ms anstieg. Vom Zeitverlauf unabhängig blieb die RFD der Kniebeugemuskulatur zwischen 3,3 und 4,0 N/ms gleich hoch. Auffällig in der Deskriptive waren hohe SD der Probandengruppe für alle Parameter der RFD in beiden Muskelgruppen. Die prozentualen Mittelwertverschiebungen der RFD zwischen 1 und 2 reichten heterogen bei der Kniebeugung von -10,70 bis 12,46 % und bei der Kniestreckung von -13,81 bis 4,13 %.

Tab. 39. Leg Curl - Mittelwert, Standardabweichung und Mittelwertdifferenz Test zu Retest: „rate of force development" (RFD) maximale und zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve in [N/s]

		MW 1	SD 1	MW 2	SD 2	Changes in Mean 1-2	Changes in Mean [%]
Leg Curl Isometrie	RFD_{max}	7145,75	5222,76	6381,42	2909,69	764,33	-10,70
	RFD 30 ms	3605,09	3872,01	3782,64	2465,24	-177,55	4,92
	RFD 50 ms	3294,58	3194,25	3660,00	2653,39	-365,42	11,09
	RFD 100 ms	3541,83	2151,85	3983,08	2604,15	-441,25	12,46
	RFD 200 ms	3351,58	1229,75	3736,17	1863,54	-384,58	11,47
1 = Test; 2 = Retest // MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung							

Tab. 40. Leg Extension - Mittelwert, Standardabweichung und Mittelwertdifferenz Test zu Retest: „rate of force development" (RFD) maximale und zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve in [N/s]

		MW 1	SD 1	MW 2	SD 2	Changes in Mean 1-2	Changes in Mean [%]
Leg Extension Isometrie	RFD_{max}	7982,00	2747,30	8311,93	2048,23	-329,93	4,13
	RFD 30 ms	4172,29	2470,64	4224,93	2553,36	-52,64	1,26
	RFD 50 ms	5158,64	2876,50	4446,14	2304,55	712,50	-13,81
	RFD 100 ms	5419,36	2109,48	5486,14	1864,27	-66,79	1,23
	RFD 200 ms	5500,50	1478,92	5654,21	1469,45	-153,71	2,79
1 = Test; 2 = Retest // MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung							

Hinweise auf *systematische Fehler* waren hierbei nicht zu erkennen. Die insignifikanten Ergebnisse des abh. t-Tests in Tab. 41 und Tab. 42 bewiesen dies für alle Parameter der RFD. Der F-Test zeigte an der Leg Curl Maschine für die Parameter RFD_{max}, $RFD_{30\ ms}$ und $RFD_{200\ ms}$ *Varianzheterogenität* auf. Dementsprechend fehlte bei diesen Parametern die Voraussetzung für die Anwendung des PPM.

Tab. 41. Leg Curl - Relative Reliabilität: „rate of force development" (RFD) maximale und zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve

		PPM	abh. T-Test	Sign.	F-Test
Leg Curl Isometrie	RFD_{max}	0,41	0,55		3 %
	RFD 30 ms	0,52	-0,18		9 %
	RFD 50 ms	0,55	-0,45		27 %
	RFD 100 ms	0,54	-0,66		27 %
	RFD 200 ms	0,76	-1,08		9 %

PPM = Pearson`s Produkt Moment Korrelation; abhängiger T-Test, Levene F-Test

Tab. 42. Leg Extension - Relative Reliabilität: „rate of force development" (RFD) maximale und zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve

		PPM	abh. T-Test	Sign.	F-Test
Leg Extension Isometrie	RFD_{max}	-0,06	-0,35		15 %
	RFD 30 ms	0,21	-0,06		45 %
	RFD 50 ms	0,35	0,89		22 %
	RFD 100 ms	0,26	-0,10		33 %
	RFD 200 ms	0,21	-0,31		49 %

PPM = Pearson`s Produkt Moment Korrelation; abhängiger T-Test, Levene F-Test

Für die $RFD_{50\ ms}$ und $RFD_{100\ ms}$ der Kniebeugung war eine moderate *relative Reliabilität* zu vermerken. Die Kniestreckmuskulatur wies geringfügige Korrelationskoeffizienten von 1 zu 2 auf und musste als unzuverlässig in der Bestimmung der Rangfolge der Probanden in der RFD eingestuft werden. Demnach war die Heterogenität des Probandenkollektivs von den großen SD über die prozentualen Veränderungen der MW 1-2, das Auftreten von Varianzheterogenität bis zur Einschätzung der relativen Reliabilität zurückzuverfolgen (Tab. 41 und Tab. 42).

Auch die Berechnung der *absoluten Reliabilität* drückte mit einem CV von 31 bis 64 % die Variation des Parameters der RFD aus. Lediglich $RFD_{200\ ms}$ wies CV von 25 % für die Beugung und von 23 % für die Streckung des Kniegelenkes auf, die in einem moderateren Level lagen (Tab. 43 und Tab. 44). So war die absolute Reliabilität der $RFD_{200\ ms}$ vergleichbar zu der der Parameter $F_{30\ -\ 500\ ms}$.

Der TE der RFD war ebenfalls für beide Muskelgruppen weit gefasst. So konnte abgeleitet werden, dass bei der RFD_{max} TE von 3,4 und 2,5 N/ms und bei der $RFD_{30 - 200\ ms}$ TE von 0,9 bis 2,4 N/ms für das Probandenkollektiv zu erwarten sind. Wobei der Parameter $RFD_{200\ ms}$ sich erneut als moderat zuverlässig mit 0,9 und 1,3 N/ms zeigte.

Tab. 43. Leg Curl - Absolute Reliabilität: „rate of force development" (RFD) maximale und zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve (TE in [N/s])

		TE	CV
Leg Curl Isometrie	RFD_{max}	3414	50 %
	RFD 30 ms	2362	64 %
	RFD 50 ms	1998	57 %
	RFD 100 ms	1640	44 %
	RFD 200 ms	870	25 %
TE = Typical Error; CV = Coeffizient of Variation			

Tab. 44. Leg Extension - Absolute Reliabilität: „rate of force development" (RFD) maximale und zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve (TE in [N/s])

		TE	CV
Leg Extension Isometrie	RFD_{max}	2488	31 %
	RFD 30 ms	2233	53 %
	RFD 50 ms	2116	44 %
	RFD 100 ms	1715	31 %
	RFD 200 ms	1310	23 %
TE = Typical Error; CV = Coeffizient of Variation			

Impuls ($Impuls_{30 - 500\ ms}$)

Die MW des Parameters Impuls zeigten in der *deskriptiven Statistik* Werte von 41,50 N*s bei 30 ms bis 2908,08 N*s bei 200 ms für die Kniebeugemuskulatur und von 55,43 bis 4213,43 N*s für die Kniestreckmuskulatur. Für das Zeitintervall von 200 - 500 ms waren die Werte für beide Muskelgruppen deutlich größer zwischen 10129,17 und 15952,00 N*s. Entsprechend der bisher aufgezeigten F und RFD Werte waren demnach auch die Flächen unter der Kraft-Zeit-Kurve (Impuls zu verschiedenen Zeitabschnitten) für die Kniestreckmuskulatur höher als für die Kniebeugemuskulatur. Pro-

zentual fielen die Mittelwertdifferenzen der Impulse von 2,01 bis 7,45 % für die Beugebewegung und von 9,79 bis 2,34 % für die Streckbewegung aus (Tab. 45 und Tab. 46).

*Tab. 45. Leg Curl - Mittelwert, Standardabweichung und Mittelwertdifferenz Test zu Retest: Impuls zu verschiedenen Zeitabschnitten in der Kraft-Zeit-Kurve in [N*s]*

		MW 1	SD 1	MW 2	SD 2	Changes in Mean 1-2	Changes in Mean [%]
Leg Curl Isometrie	Impuls 30 ms	41,50	23,79	42,33	16,71	-0,83	2,01
	Impuls 50 ms	112,75	63,27	117,58	43,15	-4,83	4,29
	Impuls 100 ms	510,33	260,72	545,17	189,85	-34,83	6,83
	Impuls 200 ms	2706,33	1107,87	2908,08	998,47	-201,75	7,45
	Impuls 200-500 ms	10129,17	3224,13	10801,42	3367,65	-672,25	6,64
1 = Test; 2 = Retest // MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung							

*Tab. 46. Leg Extension - Mittelwert, Standardabweichung und Mittelwertdifferenz Test zu Retest: Impuls zu verschiedenen Zeitabschnitten in der Kraft-Zeit-Kurve in [N*s]*

		MW 1	SD 1	MW 2	SD 2	Changes in Mean 1-2	Changes in Mean [%]
Leg Extension Isometrie	Impuls 30 ms	55,43	27,58	60,86	32,59	-5,43	9,79
	Impuls 50 ms	152,57	73,99	166,21	83,04	-13,64	8,94
	Impuls 100 ms	717,71	319,70	769,86	323,56	-52,14	7,27
	Impuls 200 ms	4008,00	1498,53	4213,43	1322,06	-205,43	5,13
	Impuls 200-500 ms	15574,14	3963,98	15952,00	3339,99	-377,86	2,43
1 = Test; 2 = Retest // MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung							

Systematische Fehler zwischen den Diagnostiken konnten mit dem abhängigen t-Test ebenfalls für keinen der Parameter des Impulses nachgewiesen werden (Tab. 47 und Tab. 48). Zudem war *Varianzhomogenität* ein Merkmal aller berechneten Impulse.

Die *relative Reliabilität* konnte als hoch moderate eingestuft werden. Für die Kniebeugemuskulatur lag der Korrelationskoeffizient in allen Zeitintervallen zwischen r = 0.65 und r = 0.86, wobei der $Impuls_{200\ -\ 500\ ms}$ mit r = 0.86 auch als hoch zuverlässig eingestuft werden konnte. Koeffizienten zwischen r = 0.77 und r = 0.79 waren für die Kniestreckmuskulatur aufgetreten, so dass die hoch moderate relative Reliabilität im Mittel höher lag als bei den Kniebeugern. Generell konnte diese hoch moderate relative Reliabilität mit der zuverlässigen Probandenrangfolge des Parameters F zu verschiedenen Zeitpunkten verglichen werden.

Tab. 47. Leg Curl - Relative Reliabilität: Impuls zu verschiedenen Zeitabschnitten in der Kraft-Zeit-Kurve

		PPM	abh. T-Test	Sign.	F-Test
Leg Curl Isometrie	Impuls 30 ms	0,71	-0,17		13 %
	Impuls 50 ms	0,71	-0,37		11 %
	Impuls 100 ms	0,65	-0,61		15 %
	Impuls 200 ms	0,65	-0,79		37 %
	Impuls 200-500 ms	0,86	-1,35		44 %

PPM = Pearson`s Produkt Moment Korrelation; abhängiger T-Test, Levene F-Test

Tab. 48. Leg Extension - Relative Reliabilität: Impuls zu verschiedenen Zeitabschnitten in der Kraft-Zeit-Kurve

		PPM	abh. T-Test	Sign.	F-Test
Leg Extension Isometrie	Impuls 30 ms	0,78	-0,99		28 %
	Impuls 50 ms	0,77	-0,95		34 %
	Impuls 100 ms	0,77	-0,89		48 %
	Impuls 200 ms	0,79	-0,83		33 %
	Impuls 200-500 ms	0,78	-0,57		27 %

PPM = Pearson`s Produkt Moment Korrelation; abhängiger T-Test, Levene F-Test

Die *absolute Reliabilität* hatte durch die Berechnung des CV und der TE folgende Kennzeichen:

*Tab. 49. Leg Curl - Absolute Reliabilität: Impuls zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve (TE in [N*s])*

		TE	CV
Leg Curl Isometrie	Impuls 30 ms	12	28 %
	Impuls 50 ms	32	28 %
	Impuls 100 ms	141	27 %
	Impuls 200 ms	629	22 %
	Impuls 200-500 ms	1216	12 %

TE = Typical Error; CV = Coeffizient of Variation

*Tab. 50. Leg Extension - Absolute Reliabilität: Impuls zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve (TE in [N*s])*

		TE	CV
Leg Extension Isometrie	Impuls 30 ms	15	25 %
	Impuls 50 ms	38	24 %
	Impuls 100 ms	155	21 %
	Impuls 200 ms	655	16 %
	Impuls 200-500 ms	1748	11 %
TE = Typical Error; CV = Coeffizient of Variation			

Der CV zeigte für die Zeitabschnitte 30 bis 200 ms eine mögliche Verschiebung von bis zu 28 % um die MW. Im späteren Zeitabschnitt 200 - 500 ms lag das 68 %ige Fehlerintervall bei maximal 12 %. Als TE in der Dimension der Einheit N*s des Impulses entspricht dies 12 bis 655 N*s (30 - 200 ms). 1216 und 1748 N*s wurden als TE für die $Impulse_{200 - 500\ ms}$ an der Leg Curl und Leg Extension Maschine festgestellt. So zog sich der rote Faden in der Vergleichbarkeit des Impulses mit F von der deskriptiven Beschreibung über die relative bis hin zur absoluten Reliabilität durch. Sowohl prozentual lagen die CV von 30 bis 200 ms in einem ähnlichen Intervall als auch die höchste absolute Reliabilität im letzten Zeitintervall bis 500 ms.

4.2.2 Isoinertiale Parameter

Im Folgenden werden die isoinertialen Parameter nach der verwendeten Zusatzlast (50 und 75 %) unterteilt und vorgestellt.

Isoinertiale Paramter (50 % Zusatzlast)

Tab. 51 und Tab. 52 zeigen die MW und die SD der verschiedenen Parameter der isoinertialen Kraftdiagnostik (50 % Zusatzlast) sowohl für die Kniebeuge- als auch für die Kniestreckmuskulatur. Höhere MW wies wiederum die Kniestreckmuskulatur auf. Auffällig in der *deskriptiven Statistik* erschienen die hohen SD für die Parameter der Entfaltung (RFD_{max}, RvD_{max}, RPD_{max}), unabhängig der getesteten Muskelgruppe. Diese Parameter zeigten auch eine deutlich höhere prozentuale und heterogene Verschiebung der MW von 1 zu 2 als die übrigen Parameter (-20,09 bis 11,82 %). Sowohl für die Kraft (F_{maxdyn}, F_{tPmax}), die $Impulse_{max}$, die Geschwindigkeit (v_{maxdyn}, v_{tPmax}) als auch für

die maximale Leistung (P_{max}) waren prozentuale Schwankungen für beide Muskelgruppen von maximal 4,72 % zwischen den Tests aufgetreten. Für P_{max} entsprach dies Absolutwertschwankungen von 44 W (Kniebeugung) und von 41 W (Kniestreckung). Lediglich die Zusatzlast an der Leg Curl Maschine differierte höher mit 6,82 %. So konnten die Mittelwertabweichungen der isoinertialen Parameter mit den Abweichungen der isometrischen Parameter verglichen werden. Hier lagen die Mittelwertdifferenzen von Kraft und Impuls ebenfalls unter 10 % und die RFD wiesen große SD auf.

*Tab. 51. Leg Curl - Mittelwert, Standardabweichung und Mittelwertdifferenz Test zu Retest: isoinertiale Parameter 50 % Zusatzlast (F in [N]; v in [m/s]; P in [W]; RFD in [N/s]; RvD in [m/s/s]; RPD in [W/s]; Impuls in [N*s])*

		MW 1	SD 1	MW 2	SD 2	Changes in Mean 1-2	Changes in Mean [%]
Leg Curl Dynamik 50%	Zusatzlast	55,00	13,65	58,75	15,54	-3,75	6,82
	F_{maxdyn}	741,44	199,11	769,53	219,34	-28,10	3,79
	v_{maxdyn}	1,38	0,19	1,36	0,21	0,02	-1,39
	P_{max}	942,27	333,53	897,81	300,49	44,46	-4,72
	F_{tpmax}	691,94	180,84	684,89	189,16	7,05	-1,02
	v_{tpmax}	1,34	0,20	1,31	0,22	0,03	-1,90
	RFD_{max}	3337,54	1561,22	2762,53	1694,82	575,01	-17,23
	RvD_{max}	49,80	16,95	44,20	21,23	5,60	-11,24
	RPD_{max}	29806,66	15221,37	26421,99	13928,05	3384,67	-11,36
	$Impuls_{max}$	356,12	87,83	362,08	86,45	-5,96	1,67
1 = Test; 2 = Retest // MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung							

*Tab. 52. Leg Extension - Mittelwert, Standardabweichung und Mittelwertdifferenz Test zu Retest: isoinertiale Parameter 50 % Zusatzlast (F in [N]; v in [m/s]; P in [W]; RFD in [N/s]; RvD in [m/s/s]; RPD in [W/s]; Impuls in [N*s])*

		MW 1	SD 1	MW 2	SD 2	Changes in Mean 1-2	Changes in Mean [%]
Leg Extension Dynamik 50%	Zusatzlast	86,43	18,42	90,00	21,48	-3,57	4,13
	F_{maxdyn}	1136,65	255,52	1174,75	295,15	-38,10	3,35
	v_{maxdyn}	1,15	0,14	1,12	0,15	0,03	-2,30
	P_{max}	1104,31	317,08	1145,60	328,10	-41,29	3,74
	F_{tpmax}	1023,33	230,02	1045,52	252,63	-22,19	2,17
	v_{tpmax}	1,11	0,15	1,09	0,16	0,01	-1,25
	RFD_{max}	4596,56	1477,08	3672,94	306,39	923,61	-20,09
	RvD_{max}	16,33	3,53	17,37	3,56	-1,04	6,38
	RPD_{max}	15350,56	4953,27	17164,48	5810,39	-1813,92	11,82
	$Impuls_{max}$	481,53	113,18	449,54	111,45	31,99	-6,64
1 = Test; 2 = Retest // MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung							

Die Kraft (F_{maxdyn}, F_{tPmax}), die Geschwindigkeit (v_{maxdyn}, v_{tPmax}) und die Leistung (P_{max}) zeigten auch eine hohe Zuverlässigkeit in der *relativen Reliabilität* mit Korrelationskoeffizienten zwischen r = 0.81 und r = 0.95. Für die Parameter der Entfaltung (RFD_{max}, RvD_{max}, RPD_{max}) zog sich innerhalb der Einschätzung der relativen Reliabilität die Auffäl-

ligkeit einer hohen SD, wie bei der Isometrie durch (Tab. 53 und Tab. 54). So fiel die Bewertung heterogen aus. In beiden Bewegungen zeigte die RvD_{max} eine unzuverlässige Rangfolge, RPD_{max} wies eine hoch moderate und moderate relative Reliabilität auf (r = 0.63 und r = 0.58). Für die RFD_{max} waren muskelspezifische Unterschiede festzustellen (Beugung r = 0.70 Streckung r = 0.35), wobei die Kniestreckmuskulatur auch die Anwendungsvoraussetzung des PPM mit Varianzheterogenität nicht erfüllt. In der Betrachtung der übrigen Parameter konnte im Gegensatz dazu der $Impuls_{max}$ für die Kniebeugemuskulatur als unzuverlässig und für die Streckung als hoch moderate reliabel (r = 0.71) eingestuft werden.

Tab. 53. Leg Curl - Relative Reliabilität: isoinertiale Parameter 50 % Zusatzlast

		PPM	abh. T-Test	Sign.	F-Test
Leg Curl Dynamik 50%	Zusatzlast	0,87	-1,68		34 %
	F_{maxdyn}	0,94	-1,31		38 %
	v_{maxdyn}	0,90	0,70		32 %
	P_{max}	0,94	1,39		37 %
	F_{tpmax}	0,92	0,32		44 %
	v_{tpmax}	0,81	0,68		39 %
	RFD_{max}	0,70	1,58		40 %
	RvD_{max}	0,04	0,70		23 %
	RPD_{max}	0,63	0,93		39 %
	$Impuls_{max}$	0,56	-0,25		48 %

PPM = Pearson`s Produkt Moment Korrelation; abhängiger T-Test, Levene F-Test

Tab. 54. Leg Extension - Relative Reliabilität: isoinertiale Parameter 50 % Zusatzlast

		PPM	abh. T-Test	Sign.	F-Test
Leg Extension Dynamik 50%	Zusatzlast	0,88	-1,30		27 %
	F_{maxdyn}	0,91	-1,13		30 %
	v_{maxdyn}	0,74	1,34		33 %
	P_{max}	0,95	-0,22		48 %
	F_{tpmax}	0,87	-0,67		37 %
	v_{tpmax}	0,88	0,66		49 %
	RFD_{max}	0,35	1,50		5 %
	RvD_{max}	0,33	-0,95		49 %
	RPD_{max}	0,58	-1,36		29 %
	$Impuls_{max}$	0,71	1,40		48 %

PPM = Pearson`s Produkt Moment Korrelation; abhängiger T-Test, Levene F-Test

Systematische Fehler lagen im Weiteren genauso wie *Varianzheterogenität* für die Parameter der isoinertialen Diagnostik mit 50 % Zusatzlast außer für die RFD_{max} an der Leg Extension nicht vor.

*Tab. 55. Leg Curl - Absolute Reliabilität: isoinertiale Parameter 50 % Zusatzlast (TE mit F in [N]; v in [m/s]; P in [W]; RFD in [N/s]; RvD in [m/s/s]; RPD in [W/s]; Impuls in [N*s])*

		TE	CV
Leg Curl Dynamik 50%	Zusatzlast	5,46	10 %
	F_{maxdyn}	53	7 %
	v_{maxdyn}	0,07	5 %
	P_{max}	79	9 %
	F_{tpmax}	54	8 %
	v_{tpmax}	0,09	7 %
	RFD_{max}	894	29 %
	RvD_{max}	18,82	40 %
	RPD_{max}	8878	32 %
	$Impuls_{max}$	58	16 %

TE = Typical Error; CV = Coeffizient of Variation

*Tab. 56. Leg Extension - Absolute Reliabilität: isoinertiale Parameter 50 % Zusatzlast (TE mit F in [N]; v in [m/s]; P in [W]; RFD in [N/s]; RvD in [m/s/s]; RPD in [W/s]; Impuls in [N*s])*

		TE	CV
Leg Extension Dynamik 50%	Zusatzlast	7,26	8 %
	F_{maxdyn}	89	8 %
	v_{maxdyn}	0,08	7 %
	P_{max}	73	7 %
	F_{tpmax}	88	9 %
	v_{tpmax}	0,05	5 %
	RFD_{max}	1627	39 %
	RvD_{max}	2,90	17 %
	RPD_{max}	3531	22 %
	$Impuls_{max}$	60	13 %

TE = Typical Error; CV = Coeffizient of Variation

Absolute Reliabilität war mit CV über 10 % für die isoinertialen Parameter RFD_{max}, RvD_{max} und RPD_{max} wiederum nicht gewährleistet und muskelgruppenspezifisch variierend (Tab. 55 und Tab. 56). Hingegen zeigten die P_{max} und ihre Faktoren, Kraft (F_{maxdyn}, F_{tPmax}) und Geschwindigkeit (v_{maxdyn}, v_{tPmax}), CV unterhalb der kritischen Grenze von 10

%, so dass für die Beugung und die Streckung absolute Reliabilität angenommen werden kann. Der TE für die Geschwindigkeit (v_{maxdyn}, v_{tPmax}) lag zwischen 0,05 und 0,09 m/s. Die Kraft (F_{maxdyn}, F_{tPmax}) schwankte zwischen 53 und 89 N und die P_{max} zwischen 73 und 79 W. Der TE der Zusatzlast entsprach an beide Kraftmaschinen maximal zwei Gewichtsscheiben (TE < 10 kg).

Isoinertiale Parameter (75 % Zusatzlast)

Entsprechend der prozentual höheren Zusatzlast (75 %) stiegen in diesen isoinertialen Versuchen die MW der Kraft (F_{maxdyn}, F_{tPmax}) sowie der Leistung (P_{max}) an beiden Geräten an und die MW der Geschwindigkeit (v_{maxdyn}, v_{tPmax}) nahmen ab (Tab. 57 und Tab. 58). Die prozentualen Mittelwertschwankungen als auch die SD fielen an der Leg Curl für die Parameter der Entfaltungen (RFD_{max}, RvD_{max} und RPD_{max}) im Vergleich zu den Versuchen 50 % Zusatzlast geringer aus. Unterschiede im Vergleich zu den geschwindigkeitsorientierten Versuchen lagen ansonsten nur bei der Geschwindigkeit (v_{maxdyn}, v_{tPmax}) vor, die mit -8,92 und -8,04 % an der Leg Curl sowie -5,70 und -3,08 % an der Leg Extension eine prozentual höhere Mittelwertdifferenz 1 zu 2 in der *deskriptive Statistik* aufwiesen.

*Tab. 57. Leg Curl - Mittelwert, Standardabweichung und Mittelwertdifferenz Test zu Retest: isoinertiale Parameter 75 % Zusatzlast (F in [N]; v in [m/s]; P in [W]; RFD in [N/s]; RvD in [m/s/s]; RPD in [W/s]; Impuls in [N*s])*

		MW 1	SD 1	MW 2	SD 2	Changes in Mean 1-2	Changes in Mean [%]
Leg Curl Dynamik 75%	Zusatzlast	74,38	18,98	84,38	18,60	-10,00	13,45
	F_{maxdyn}	975,45	227,50	981,25	216,06	-5,80	0,59
	v_{maxdyn}	1,02	0,14	0,94	0,15	0,08	-8,04
	P_{max}	863,38	212,11	839,49	252,78	23,89	-2,77
	F_{tpmax}	848,01	167,40	898,83	199,20	-50,81	5,99
	v_{tpmax}	1,02	0,14	0,93	0,16	0,09	-8,92
	RFD_{max}	3618,49	1560,56	3618,47	972,91	0,02	0,00
	RvD_{max}	34,62	8,64	35,12	11,61	-0,50	1,44
	RPD_{max}	27975,81	9532,97	29802,88	12145,11	-1827,07	6,53
	$Impuls_{max}$	662,09	186,33	672,47	107,90	-10,38	1,57
1 = Test; 2 = Retest // MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung							

*Tab. 58. Leg Extension - Mittelwert, Standardabweichung und Mittelwertdifferenz Test zu Retest: isoinertiale Parameter 75 % Zusatzlast (F in [N]; v in [m/s]; P in [W]; RFD in [N/s]; RvD in [m/s/s]; RPD in [W/s]; Impuls in [N*s])*

		MW 1	SD 1	MW 2	SD 2	Changes in Mean 1-2	Changes in Mean [%]
Leg Extension Dynamik 75%	Zusatzlast	146,25	22,87	143,75	25,29	2,50	-1,71
	F_{maxdyn}	1654,99	249,70	1632,56	322,25	22,44	-1,36
	v_{maxdyn}	0,68	0,05	0,64	0,08	0,04	-5,70
	P_{max}	985,91	148,33	937,31	248,73	48,60	-4,93
	F_{tpmax}	1524,81	224,09	1487,67	272,93	37,14	-2,44
	v_{tpmax}	0,65	0,05	0,63	0,08	0,02	-3,08
	RFD_{max}	4573,18	1574,20	2168,88	2315,24	2404,30	-52,57
	RvD_{max}	11,25	1,56	10,93	3,81	0,33	-2,92
	RPD_{max}	16210,98	4588,94	15824,09	6415,45	386,89	-2,39
	$Impuls_{max}$	1052,77	290,91	942,42	231,96	110,34	-10,48

1 = Test; 2 = Retest // MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung

Diese Variation der Geschwindigkeit (v_{maxdyn}, v_{tPmax}) bei höheren Lasten in der deskriptiven Statistik spiegelte sich in einer niedrigen *relativen Reliabilität* für beide Muskelgruppen wider (r = 0.39) (Tab. 59 und Tab. 60). Umso bemerkenswerter erschien die hohe relative Zuverlässigkeit der P_{max} (r = 0.81 und 0.94). Die Kraft (F_{maxdyn}, F_{tPmax}) erschien die Variation der Geschwindigkeit (v_{maxdyn}, v_{tPmax}) mit einer sehr hohen Zuverlässigkeit mit Korrelationskoeffizienten von r = 0.93 bis r = 1.00 auszugleichen.

Tab. 59. Leg Curl - Relative Reliabilität: isoinertiale Parameter 75 % Zusatzlast

		PPM	abh. T-Test	Sign.	F-Test
Leg Curl Dynamik 75%	Zusatzlast	0,66	-1,69		48 %
	F_{maxdyn}	0,96	-0,01		45 %
	v_{maxdyn}	0,39	0,06		42 %
	P_{max}	0,81	-0,13		33 %
	F_{tpmax}	0,93	0,16		33 %
	v_{tpmax}	0,39	0,19		35 %
	RFD_{max}	0,45	-52,00		14 %
	RvD_{max}	0,83	-0,54		23 %
	RPD_{max}	0,88	-1,25		27 %
	$Impuls_{max}$	0,72	6,49	**	9 %

PPM = Pearson`s Produkt Moment Korrelation; abhängiger T-Test, Levene F-Test

Tab. 60. Leg Extension - Relative Reliabilität: isoinertiale Parameter 75 % Zusatzlast

		PPM	abh. T-Test	Sign.	F-Test
Leg Extension Dynamik 75%	Zusatzlast	1,00	1,73		44 %
	F_{maxdyn}	1,00	0,46		34 %
	v_{maxdyn}	0,68	0,84		27 %
	P_{max}	0,94	0,94		21 %
	F_{tpmax}	0,98	1,60		38 %
	v_{tpmax}	0,44	0,57		20 %
	RFD_{max}	-0,18	0,54		27 %
	RvD_{max}	0,93	-0,24		9 %
	RPD_{max}	0,93	-0,54		30 %
	$Impuls_{max}$	0,97	1,77		36 %

PPM = Pearson`s Produkt Moment Korrelation; abhängiger T-Test, Levene F-Test

Der Parameter $Impuls_{max}$ an der Leg Curl zeigte den einzigen *systematischen Fehlertyp* auf und fiel genauso wie RvD_{max} an der Leg Extension wegen *Varianzheterogenität* bei der Beurteilung der relativen Reliabilität heraus. Im Gegensatz zur leichteren Zusatzlast wiesen die Versuche mit 75 % hohe relative Reliabilität der RPD_{max} an beiden Geräten auf. Zudem hatte RvD_{max} für die Kniebeugung einen Korrelationskoeffizienten von r = 0.83 und der $Impuls_{max}$ einen von r = 0.97 für die Kniestreckung, so dass von relativer Zuverlässigkeit ausgegangen werden konnte. RFD_{max} musste für beide Bewegungen als unzuverlässig bewertet werden.

Bezüglich der *absoluten Reliabilität* überschritt die Geschwindigkeit (v_{maxdyn}, v_{tPmax}) die 10 % Grenze an der Leg Curl Maschine. Die Kraft (F_{maxdyn}, F_{tPmax}) konnte diese Variation innerhalb absoluter Zuverlässigkeit nicht mehr ausgleichen, denn P_{max} fiel mit 12 % ebenfalls über 10 %. Für die Kniestreckung hingegen lagen diese isoinertialen Parameter unter 10 %, so dass hier eine deutliche Trennung zwischen den Muskelgruppen auftrat. Für die Parameter der Entfaltung (RFD_{max}, RvD_{max} und RPD_{max}) war kein Unterschied in der Zuverlässigkeit zwischen kraft- und geschwindigkeitsbetonter Ausführung festzustellen. Ihre CV waren ebenfalls heterogen und lagen zwischen moderaten 14 % bis geringfügigen 79 %. Lediglich der $Impuls_{max}$ bei der Kniestreckung zeigte eine hohe absolute Reliabilität. Die TE fielen auch vergleichbar zu den explosiveren Ausführungen aus. Hier musste wiederum die Geschwindigkeit (v_{maxdyn}, v_{tPmax}) bei der Kniebeugung

herausgenommen werden, die mit 0,14 und 0,15 m/s deutlich höher variierte (Tab. 61 und Tab. 62).

*Tab. 61. Leg Curl - Absolute Reliabilität: isoinertiale Parameter 75 % Zusatzlast (TE mit F in [N]; v in [m/s]; P in [W]; RFD in [N/s]; RvD in [m/s/s]; RPD in [W/s]; Impuls in [N*s])*

		TE	CV
Leg Curl Dynamik 75%	Zusatzlast	9,64	12 %
	F_{maxdyn}	48	5 %
	v_{maxdyn}	0,14	14 %
	P_{max}	104	12 %
	F_{tpmax}	78	9 %
	v_{tpmax}	0,15	15 %
	RFD_{max}	1072	30 %
	RvD_{max}	4,75	14 %
	RPD_{max}	4120	14 %
	$Impuls_{max}$	135	20 %

TE = Typical Error; CV = Coeffizient of Variation

*Tab. 62. Leg Extension - Absolute Reliabilität: isoinertiale Parameter 75 % Zusatzlast (TE mit F in [N]; v in [m/s]; P in [W]; RFD in [N/s]; RvD in [m/s/s]; RPD in [W/s]; Impuls in [N*s])*

		TE	CV
Leg Extension Dynamik 75%	Zusatzlast	2,04	1 %
	F_{maxdyn}	52	3 %
	v_{maxdyn}	0,04	6 %
	P_{max}	81	8 %
	F_{tpmax}	69	5 %
	v_{tpmax}	0,05	8 %
	RFD_{max}	2668	79 %
	RvD_{max}	2,17	20 %
	RPD_{max}	2534	16 %
	$Impuls_{max}$	61	6 %

TE = Typical Error; CV = Coeffizient of Variation

4.3 Diskussion

Entsprechend der Zielstellung dieser Arbeit wurde die in den späteren Interventionen angestrebte kraftdiagnostische Messmethodik mit Hilfe des Test-Retest-Verfahrens auf Zuverlässigkeit geprüft.

Diese Untersuchung gilt nach dem bestehenden Forschungsstand aufgrund der mehrdeutigen Zuordnungen von Krafttrainingsreizen und -effekten, der wenigen Reliabilitätsstudien bei isoinertialer Diagnostik und für „single joint movements“, aber auch der geringen Übertragbarkeit von Reliabilitätsprüfungen von Studiendesign zu Studiendesign als voraussetzend. So ist des Weiteren auffällig, dass gerade im Bereich der Reliabilitätsprüfung Inkonsistenzen im methodischen und analytischen Vorgehen ohne konkrete Interpretationsrichtlinien angemerkt werden. Allgemeine Durchführungsrichtlinien für kraftdiagnostische Messmethodik werden ebenfalls insbesondere in der isoinertialen Messmethodik nicht aufgestellt.

So sollen im Folgenden die aus dem Forschungsstand der Messmethodik und der Reliabilität abgeleiteten Haupt- und Nebenfragestellungen anhand der vorliegenden Ergebnisse chronologisch diskutiert werden (siehe Kapitel 3.1). Den Abschluss bildet eine vorläufige Diskussion über das Erreichen des analytischen Ziels der Reliabilitätsprüfung bezogen auf eine Evaluation von Trainingseffekten (Schritt 5 Atkinson und Nevill (1998)).

In der Diskussion, ob das ausgearbeitete statistische Vorgehen über die fünf Analyseschritte nach Atkinson und Nevill (1998) hinreichende Ergebniskonsistenz zur Beurteilung der Reliabilität der kraftdiagnostischen Messmethodik bietet, können nun folgende Punkte herangeführt werden (Hauptfragestellung 1):

Die Umsetzung der fünf Analyseschritte erfolgte ausgehend von einer deskriptiven Beschreibung über die Prüfung auf systematische Fehler und Varianzhomogenität sowie über die Berechnung relativer mit absoluter Reliabilität. Das statistische Vorgehen wurde mit den Größen und Methoden des MW, der SD, der absoluten und der prozentualen Mittelwertverschiebung, des abh. t-Tests, des F-Tests, des PPM, des CV sowie des TE ausgearbeitet (siehe Tab. 32).

Dabei ist eine übergreifende Ergebniskonsistenz zwischen der SD und der Berechnung relativer und absoluter Reliabilität zu beobachten. Zeichnet sich in der deskriptiven Statistik bereits eine breite Streuung der Probandengruppe ab, ist dies über eine geringfügige Rangfolge der Probanden bis hin zu einer großen individuellen Variation der Absolutwerte zu verfolgen. Zum Beispiel zeigen dies der isometrische $F_{maxindex}$ sowie die Parameter der Entfaltung (RFD) in isometrischer und isoinertialen Diagnostik. Einen entgegengesetzten Verlauf zeigen u.a. die Parameter der Kraft und des Impulses im Kraft-Zeit-Kurven-Verlauf. Hier spiegelt sich eine geringe Variation der Deskriptive in der Analytik wider. Eine große Streuung in einem Probandenkollektiv hätte auch durch eine unsensible Rangfolge zu einer unangemessen hohen relativen Reliabilität führen können (Atkinson & Nevill, 1998; Sale, 1991; Hopkins, 2000b). In der vorliegenden Auswertung kann jedoch davon ausgegangen werden, dass die Analyseschritte ineinander greifen und eine hinreichende Ergebniskonsistenz in der Beurteilung von Reliabilität bilden.

Demzufolge zeigen auch die Parameter untereinander konsistente Zusammenhänge. Die relative und die absolute Reliabilität sind für die Parameter F und Impuls muskelgruppenübergreifend hoch moderat im Kraft-Zeit-Kurven-Verlauf 30 bis 200 ms. Zum Zeitpunkt 500 ms erlangen sie beide hohe Zuverlässigkeit. Damit zeigt sich eine starke Ergebniskonsistenz in einem Bereich, in dem insbesondere der Impuls als Fläche unter der Kurve große Abweichungen hätte aufzeigen können. Die Tendenz einer höheren absoluten Reliabilität im späteren Zeitintervall kann dazu ergänzend für die $RFD_{200\ ms}$ ermittelt werden.

In der Betrachtung der einzelnen Analyseschritte zeigt sich zudem die Wichtigkeit, die Anwendungsvoraussetzungen zu überprüfen (Schritt 1 und 2 nach Atkinson und Nevill (1998)). Hoch moderate und hohe relative Reliabilität kann z.B. für die $RFD_{200\ ms}$ ($r = 0.76$), für den $Impuls_{max}$ ($r = 0.72$) bei der Kniebeugung und für die RvD_{max} ($r = 0.93$) bei der Kniestreckung als Artefakte wegen bestehender Varianzheterogenität aufgedeckt werden. Durch den t-Test können systematische Fehler festgestellt werden, welche ebenfalls bei einem Parameter ermittelt wurden. Beim Parameter $Impuls_{max}$ an der Leg Curl Maschine mit 75 % Zusatzlast treten zusätzlich neben der Varianzheterogenität auch systematische Fehler auf.

Im Weiteren sind die Analyseschritte drei und vier, einer relativen und einer absoluten Reliabilitätsprüfung, nach Atkinson und Nevill (1998), Hopkins (Hopkins, 2000a) sowie Wilson und Murphy (1996b) zusammenzufügen, da viele Studien nach alleiniger relativer Zuverlässigkeitstestung einer absoluten Prüfung nicht standhalten und fälschlicherweise als reliabel angewendet werden. In dieser Studie kann diese Aussage nicht bestätigt werden. Hohe relative Reliabilität spiegelt sich in einer hohen absoluten Reliabilität mit Werten unter 10 % wider. Hoch moderate relative Reliabilität verläuft mit einer absoluten Reliabilität in Bereichen von 10 - 30 % vergleichbar. Lediglich zwei Parameter verpassen mit 11 % ($F_{500\ ms}$ LC mit r = 0.88) und 12 % ($Impuls_{200\ -\ 500\ ms}$ LC mit r = 0.86) die Grenze von 10 %, die in der Literatur willkürlich angegeben wird (Strike, 1991). Wenn eine Tendenz erkennbar ist, dann die, dass die absoluten Werte eine höhere Übereinstimmung als die Probandenrangfolge aufzeigen. Die „within-subject variation" fällt insbesondere bei den isoinertialen Versuchen bei der Geschwindigkeit (v_{max}, $v_{tPmax)}$ mit 75 % Zusatzlast geringer aus, als die relative Zuverlässigkeit es anzeigt (z.B. der Parameter v_{tPmax} an der Leg Curl mit r = 0.39 und einem CV von 15 % oder an der Leg Extension mit r = 0.44 und einem CV von 8 %). Hopkins (2000b) bezeichnet die Bestimmung des absoluten Kennwerts als die wesentlichere, so dass diese Tendenz für die Ergebnisse dieser Arbeit positiv ausgelegt werden kann.

In der statistischen Methodenauswahl des Test-Retest-Verfahrens (siehe Tab. 32) weist der CV jedoch auch die größten Interpretationsspielräume auf. Kann ein CV zwischen 10 und 30 % als hoch moderat bis moderat angesehen werden? In der Literatur wird lediglich die willkürliche Grenze von 10 % angesetzt (Strike, 1991) und die Interpretation der Ergebnisse von Reliabilitätsprüfungen der eigenen Einschätzung auf das analytische Ziel hin überlassen (Hopkins, 2000b; Atkinson & Nevill, 1998). Die parallelen Tendenzen des CV mit der Einteilung von Safrit und Wood (1995) für Korrelationskoeffizienten (Tab. 11) lässt eine gleichartige Auslegung vermuten. Tiefergehende Interpretationen erfolgen, wenn die Reliabilität der einzelnen Parameter eingeordnet wird (siehe Nebenfragestellung 5 bis 10).

Für den Korrelationskoeffizienten erscheint zusätzlich die Auswahl für den PPM nach Etabliertheit, der Ausrichtung nach Rohwerten und einer klaren Formelvorgabe im Gegensatz zur ICC als sinnvoll. Die dimensionslosen Werte des PPM lassen sich mit denen

des CV verbinden. Zudem ist die relative Reliabilität entgegen der Tendenz aus der Literatur (Nevill & Atkinson, 1997) geringer angesetzt als die absoluten Variationen.
Da der TE als absolute Größe innerhalb der Dimensionen der Parameter verbleibt, stellt er in der Ausrichtung auf das analytische Ziel darüber hinaus eine wichtige Ergänzung dar (siehe Abschlussdiskussion). Den SEM aufgrund der korrelativen Komponente in der Formel sowie den LoA aufgrund zu geringer Probandenzahl wegzulassen, ist mit der bislang aufgezeigten Ergebniskonsistenz in der Beurteilung von Reliabilität ebenfalls als hinreichend zu bestätigen.

Neben der statistischen Vorgehensweise ist bezüglich der aus den Empfehlungen abgeleiteten Messmethodik zu diskutieren, ob sie ohne systematische Fehler vorliegt (Hauptfragestellung 2).
Da die späteren Interventionen über vier Wochen verlaufen sollten, war „stability reliability“ statt „internal consistency reliability“ mit einem Test-Retest-Verfahren zu überprüfen (Atkinson & Nevill, 1998; Hopkins, 2000a; Morrow et al., 2005; Kraemer et al., 2006), so dass im Studiendesign der Retest nach einer Woche Pause angesetzt wurde. Hopkins et al. (2001) stellen Einflussfaktoren auf die Reliabilität isoinertialer Verfahren zusammen (Tab. 14) und zeigen, dass 2,5 Tage Pause zwischen den Tests günstig sind, aber auch längere Zeiträume zu keiner signifikanten Veränderung der absoluten Reliabilität führen. Eine vierwöchige Pause zwischen Test und Retest, um exakt der Trainingsperiode in den späteren Interventionen zu entsprechen, erscheint für das Klientel von Sportstudenten ohne Intervention zu lang, um bei auftretenden Unzuverlässigkeiten auf messmethodische Einflussfaktoren schließen zu können. So erschien es vielmehr sinnvoll, innerhalb der einwöchigen Pause zu gewährleisten, dass ein Zyklus aller Unterrichtseinheiten im Studium von den Probanden absolviert wird. Hierdurch kann die „stability reliability“ der Messmethodik durch das einmalige Durchlaufen dieser typischen, alltäglichen Anforderungen auf die Probe gestellt werden.
Neben dem zeitlichen Abstand zwischen Test und Retest ist die Konstellation der Gewöhnungsphase im Studiendesign zu bestätigen. Für das Probandenkollektiv sollte innerhalb einer Probeeinheit nach den Kriterien von Kraemer et al. (2006) im Abstand von einer Woche zum ersten Test eine stabile und reproduzierbare Technik für beide Diagnostikarten erarbeitet werden. Nach den Empfehlungen von Viitasalo, Saukkonen

und Komi (1980) sowie Schlumberger und Schmidtbleicher (2000) kann eine Einheit eine Woche vor der Diagnostik zur Gewöhnung angesetzt werden.
Dass dieses Studiendesign der abgeleiteten Messmethodik ausreichend war, zeigt sich nun in den Ergebnissen des t-Tests. Außer für den Parameter $Impuls_{max}$ an der Leg Extension bei 75 % Zusatzlast, der auch mit Varianzheterogenität auffällig ist, können keine systematischen Verschiebungen der Mittelwerte durch Anforderungen im Sportstudium, Lerneffekte, Motivations-, Regenerations- oder Konzentrationsveränderungen etc. bewiesen werden, so dass auch von einer ausreichenden Gewöhnung für repräsentative Daten in der Baseline auszugehen ist (vgl. Kraemer et al., 2006).

Innerhalb der Messmethodik liegt für die Geräteeinstellungen, die Pre-Test-Routinen, das Aufwärmen, die Versuchsanzahl, das Pausendesign etc. keine Einigkeit vor, sondern der Forschungsstand bietet vermehrt eine Vorlage von Empfehlungen. Insbesondere in der isoinertialen Kraftdiagnostik gibt es keinen Leitfaden. Dennoch sind gesamtübergreifende Mängel der diagnostischen Durchführung im Rahmen des Test-Retest-Verfahrens aufgrund fehlender systematische Fehler und der nachfolgenden Ergebnisdiskussion nicht anzunehmen (siehe Diskussion Nebenfragestellungen 5 - 10).
Es bestätigt sich, mit drei Versuchen pro Testart den in der Literatur empfohlenen Mittelweg aus der Ermittlung repräsentativer Kraftparameter einerseits und der Minimierung von Verletzung und Ermüdung andererseits auszuwählen (Brown & Weir, 2001). Da die Zuverlässigkeit durch eine Mittelung der Werte nicht gesteigert werden kann und eine Benachteiligung von Spitzenleistungen ausgeschlossen wird (Kraemer et al., 2006), ist aus drei Versuchen der jeweils Beste ausgewählt worden (Haffajee et al., 1972; Andersen & Henckel, 1987; Siegel et al., 1989).
Zudem hat das Pausendesign mit 60 s zwischen den Versuchen und 3 min zwischen den Testarten einen Erholungsraum geboten, um entsprechend der kurzzeitigen Belastung die Regeneration der schnellen Energiespeicher zu gewährleisten (Schlumberger & Schmidtbleicher, 2000), da kein Leistungsabfall zwischen den Versuchen zu erkennen war. Zwischen den isoinertialen Versuchen wäre laut Literatur auch ein geringerer Zeitraum möglich gewesen (siehe Tab. 6). Da aber vor den sechs isoinertialen Versuchen bereits neben der F_{max} auch isometrische Parameter zu frühen Zeitpunkten in der

Kraft-Zeit-Kurve und die RFD ermittelt wurden, ist sich an den längeren Zeiträumen der Isometrie einheitlich orientiert worden (Sale, 1991; Viitasalo et al., 1980).
Bei dem sog. vierten isometrischen Versuch in der Ausgangsstellung der isoinertialen Diagnostik zur Ermittlung der Zusatzlasten wurde der Studie von Zeh et al. (1986) gefolgt, wonach ein Versuch mit dem Durchschnittskraftwert von insgesamt drei Versuchen korreliert. Die Versuchsanzahl der gesamten Kraftdiagnostik konnte somit möglichst gering gehalten werden. Diese Vorgehensweise erscheint ausreichend, da aus diesem vierten Versuch die Zusatzlasten prozentual ermittelt wurden (Kraemer et al., 2006) und diese für die isoinertialen Durchführung aufgrund der Gewichtsplattenzuordnung auf- bzw. abgerundet werden mussten. Die Notwendigkeit des vierten Versuches begründet sich generell in der Beeinflussung der unabh. Variabel Gelenkwinkelstellung auf die abh. Variabel Kraft F oder Leistung P (Hay, 1994). So wäre zur Ableitung der isoinertialen Zusatzlasten eine weitere Orientierung an Kraftparametern in „günstiger“ isometrischer Gelenkwinkelposition nicht zweckmäßig gewesen. Denn in sog. „sticking regions“ der ROM würde eine Überforderung durch zu hohe Zusatzlasten innerhalb der isoinertialen Versuche stattfinden (Sale, 1991). Orientierung wie mit den muskelgruppenspezifischen Kraft-Längen-Relationen bei der Isometrie gibt es für eine Übertrag in die Dynamik nicht (Wilson & Murphy, 1996b).

Zur Erprobung der Messmethodik wurde schlussendlich das Probandenkollektiv entsprechend der Angaben von Morrow und Jackson (1993) auf den Rahmen der Interventionsstudie ausgerichtet, in dem die Stichprobengröße, das Alter, das Geschlecht, die Größe, das Gewicht und die Krafttrainingserfahrungen den Charakteristiken der späteren Trainingsgruppen entsprachen. Die auftretenden Variationen der Stichprobe im Test-Retest sollen mit denen der Trainingsgruppen verglichen werden und damit ihre Berechtigung in der deskriptiven Beschreibung erlangen.
Entsprechend der Stichprobengröße sind die Test-Retest-Ergebnisse jedoch nur unter Vorbehalt auf eine generelle Durchführung des Testdesigns zu verallgemeinern. Für eine solche Verallgemeinerung wird eine Probandenanzahl von mindestens $n > 30$ empfohlen.
Das Alter, der Gesundheitsstatus und die zweijährige Krafttrainingserfahrung der Probanden bilden dabei die Voraussetzung für die Durchführung von maximaler Kraftdi-

agnostik, ohne besondere Vorkehrungen treffen zu müssen (vgl. Abernethy et al., 1995; Kraemer et al., 2006). Zudem sind das Krafttrainingsniveau innerhalb der Gruppe vergleichbar zu halten sowie ein Probandenklientel für die späteren Interventionen zu wählen, bei dem das weite „window of adaption“ eines Untrainierten ausgeschlossen (Rhea et al., 2003; American College of Sports Medicine, 2002) und ein direkter Trainingseinstieg in spezifische Krafttrainingsmethoden wie z.B. in die EMS, die Vibration oder das Maximalkrafttraining ermöglicht wird (Kraemer et al., 2006).
Da das Geschlecht bei Athleten als Einflussfaktor auf die Reliabilität zu vernachlässigen ist (Hopkins et al., 2001, siehe Tabelle 14), wurden beide Geschlechter untersucht, um für die Interventionen geschlechtsübergreifende Aussagen treffen zu können. Die im Test-Retest erhobene Tendenz einer geringeren individuellen Variabilität (CV) im Verhältnis zur Probandenrangfolge unterstützt diesen Ansatz, da die weiblichen Probanden durch ihre geringeren absoluten Kraftwerte im Vergleich zu den männlichen eher zu einer höheren relativen Rangfolge beitragen würden. Zudem zeigt sich kein Unterschied zwischen F_{max} und F_{rel}. Beide Parameter sind im hoch zuverlässigen Bereich einzuordnen, obwohl bei der F_{rel} im Gegensatz zur F_{max} durch den Einbezug des Körpergewichts die Unterschiede der Absolutwerte zwischen Mann und Frau relativiert werden.

Nachdem die Messmethodik mit der statistischen Vorgehensweise eine Ergebniskonsistenz ohne gesamtübergreifende systematische Fehler zur Beurteilung der Reliabilität aufweist, ist die Voraussetzung für eine weitere Diskussion geschaffen, ob die ausgearbeitete Messmethodik zu relativ und absolut reliablen isometrischen und isoinertialen Parametern führt (Hauptfragestellung 3 und Nebenfragestellung 5 bis 10). Aktuelle Literaturbefunde aus dem Forschungsstand der Reliabilität (siehe Kapitel 2.1.5) werden zur Orientierung herangezogen, dabei aber die gebotene Vorsicht aufgrund der unterschiedlichen statistischen Methoden, Analyseschritten, Probandenklientels und Diagnostik walten gelassen.

So zeigt erwartungsgemäß die Kniestreckmuskulatur im Vergleich zu der Kniebeugemuskulatur höhere Kraft- und Leistungswerte, die durch eine größere Muskelmasse und unterschiedliche Bewegungsaufgaben zu erklären sind (Tittel, 2003). Muskelgrup-

penspezifische Unterschiede in der Reliabilität können jedoch bis auf den Parameter P_{max} bei 75 % Zusatzlast nicht festgestellt werden. Hier liegt die Beugebewegung für einen wesentlichen Parameter mit einem CV von 12 % im Vergleich zur Streckbewegung mit 8 % oberhalb der 10 % Grenze einer hohen absoluten Reliabilität. Die überwiegend muskelgruppenunspezifischen Ergebnisse stehen jedoch im Gegensatz zu den Aussagen von Christ et al. (1994) und Mirkov et al. (2004), die muskelgruppenabhängige Unterschiede feststellen. Allerdings widersprechen ihre Ergebnisse Beuger zu Strecker und sie beziehen sich auf kleinere Muskelgruppen der Arm-, der Hand- und der Fingermuskulatur. So sollten die vorliegenden Test-Retest-Ergebnisse den vorläufigen Aussagen bis zu weiteren Agonisten-Antagonisten-Reliabilitätsprüfungen der Beinmuskulatur ergänzend hinzugefügt werden, da bislang kein ausreichendes Bild in der Literatur aufgezeigt werden konnte (Nebenfrage 10).

Die Betrachtung der Ergebnisse in der Isometrie zeigen die maximalen Kraftwerte (F_{max}) mit einer hohen relativen und absoluten Zuverlässigkeit. Sie können bezüglich der relativen Reliabilität dem Vergleich zu allgemeinen Angaben in der Literatur mit r = 0.85 - 0.99, aber auch den spezifischen Literaturquellen in Tab. 12 standhalten. Die absolute Reliabilität liegt mit < 8 % im Bereich von 4 - 8 % bei Thorstenson et al. (1977; 1976) und Tornvall (1963) sowie unterhalb der 18 - 20 % von Wilson und Murphy (1995) (siehe Tab. 12) (Nebenfrage 5).
Bezüglich der Kraftentfaltung RFD_{max} kann dem allgemeinen Befund aus der Literatur dagegen nicht gefolgt werden. Hiernach liegt die RFD_{max} gewöhnlich unterhalb der Zuverlässigkeit der F_{max} allerdings in Bereichen von r = 0.85. Der Parameter RFD_{max} ist im Rahmen dieses Studienaufbaus bezüglich dieses Probandenklientels als unzuverlässig einzuschätzen (r = 0.21 - 0.76). Nach der Studie von Bemben et al. (1990) ist eine geringere RFD mit der zweiten Instruktion (“Die Maximalkraft ist so kräftig und so schnell wie möglich zu erreichen”) zu erwarten, die nach der Empfehlung von Schlumberger und Schmidtbleicher (2000) in dieser Studie angewandt wurde. So sind die Test-Retest-Ergebnisse der RFD zwar vergleichbar zu der Untersuchung von Sleivert und Wegner (1992), eine derartige Zuverlässigkeitseinbuße ist jedoch als unzureichend einzuordnen. Für den $F_{maxindex}$ als Kraftentfaltung relativ zur F_{max} trifft diese Einschätzung ebenfalls zu. Die RFD im Zeitverlauf ist dagegen mit der Beurteilung von Kraemer et al.

(2006) und der Studie von Going et al. (1987) wieder im Einvernehmen, die diese als schlecht reproduzierbar ansehen. Hier kann sogar mit einer $RFD_{200\ ms}$ in der absoluten Reliabilität mit einem CV von 25 % und 23 % ein moderates Level erreicht und die Absolutwerte von Wilson und Murphy (1995) mit 56 - 60 % übertroffen werden.

Zu widersprechen ist hingegen der Bewertung über die Reproduzierbarkeit des Kraft-Zeit-Kurven-Verlaufes der Autoren Kraemer et al. (2006) und Going et al. (1987) bezüglich der Parameter der F und des Impulses. Im Gegensatz zu einer geringen Reliabilität ist sowohl für die F (30 bis 500 ms) als auch für den Impuls (30 bis 500 ms) eine moderate bis hoch moderate Reliabilität festzustellen (r = 0.58 - 0.88 und CV = 11 - 28 %). Einem Vergleich zu den Befunden in der Literatur (siehe Tab. 13) kann insbesondere zu späteren Zeitintervallen standgehalten werden. Bezüglich der RFD_{max} sollte deshalb im Vergleich zu den Parametern F und Impuls im Kraft-Zeit-Kurven-Verlauf auch mess- bzw. berechnungstechnische Einflüsse diskutiert werden (siehe messtechnische Ergebnisdiskussion unten).

Um die relative und absolute Reliabilität von F, RFD und Impuls zu frühen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve zu verbessern, sollten darüber hinaus in der Gewöhnung Probeversuche angedacht werden, die nur den Aspekt des explosiven Starts üben. Eine separate Schwerpunktsetzung auf beide Aufgabenteile in der Isometrie, maximal kräftig zu drücken und die Maximalkraft möglichst schnell zu erreichen, lässt zusätzliches Verbesserungspotential in einer gemeinsamen Durchführung vermuten. „Die Herausbildung der Feinkoordination fordert eine zielgerichtete Lenkung der Aufmerksamkeit des Lernenden auf Einzelheiten des Bewegungsvollzuges“ (Meinel & Schnabel, 2004, S. 181) (Nebenfragestellung 6).

Isoinertiale Diagnostiken gelten des Weiteren im Vergleich zu isometrischen Diagnostiken aufgrund der kurzen und explosiven Ausführung sowie dem koordinativ höheren Anspruch als weniger reproduzierbar (Logan et al., 2000; Hopkins et al., 2001). Die Ergebnisse der isoinertialen Reliabilitätsprüfung lassen jedoch den Parameter „work“ in der Zusammenstellung von Hopkins et al. (2001, siehe Tab. 9) um den Parameter P_{max} und seinen Faktoren Kraft (F_{dynmax}, F_{tpmax}) und Geschwindigkeit (v_{max}, v_{tpmax}) bei 50 % Zusatzlast und Kraft (F_{dynmax}, F_{tpmax}) bei 75 % Zusatzlast für „single joint movements“ (Kniestrecker vs. Kniebeuger) erweitern. Diese zeigen hohe relative und absolute Zu-

verlässigkeit (r = 0.74 - 1.00 und CV = 5 - 12 %) und sind vergleichbar mit den Studien aus Tab. 16. Bei den Parametern der Entfaltung kann RPD_{max} mit moderaten Ergebnissen die Zuverlässigkeitsprüfung bestehen (Nebenfragestellung 7 und 9).

Zu den geschwindigkeitsorientierten Versuchen sind folgende Ergebnisse im Detail festzustellen. So sind die Versuche mit 50 % Zusatzlast trotz der hohen Bewegungsgeschwindigkeit hoch reliabel. Mit Mittelwertdifferenzen unter 5 % liegen sie sogar unterhalb der Variation der isometrischen F_{max}, F oder Impulse im Kraft-Zeit-Kurven-Verlauf.
Die Werte der Zusatzlast als entscheidender Faktor zur Messung der isoinertialen Leistung zeigen ebenfalls hohe Reliabilität (r = 0.87 und 0.88). So kann davon ausgegangen werden, dass das Auf- bzw. das Abrunden der prozentualen F_{max} aus dem sog. vierten isometrischen Versuch zu vernachlässigen ist. Ungenauigkeiten konnten hier aufgrund der recht groben Unterteilung der Gerätegewichte in fünf Kilogrammschritten erwartet werden. Das Versuchsdesign für die Berechnung der Zusatzlast ist aber beizubehalten.
Die Parameter der Entfaltung sind, außer für RPD_{max}, ähnlich wie bei der isometrischen RFD_{max} unzuverlässig. Vereinzelte positive Ergebnisse sollten aufgrund mangelnder Ergebniskonsistenz für das Probandenkollektiv innerhalb dieses Studienablaufs nur unter Vorbehalt verwandt werden. Gründe sind hier wegen der Zuverlässigkeit der anderen koordinativ anspruchsvollen Parameter wie z.B. der Bewegungsgeschwindigkeit v_{max} in der Messtechnik bzw. in der Berechnung der Parameter zu suchen (Nebenfragestellung 9).

In der Betrachtung der kraftorientierten Versuche mit 75 % Zusatzlast erscheint neben den hoch reliablen Parameter P_{max}, F_{dynmax} und F_{tPmax} auffällig, dass die Geschwindigkeit (v_{max}, v_{tPmax}) in ihrer Reproduzierbarkeit nachlässt. Relativ ist sie moderat bis geringfügig zuverlässig (r = 0.39 - 0.68). Der CV zeigt neben hoch reliablen auch moderate Reliabilität (CV = 8 - 15 %). In der Kniestreckbewegung kann diese Variation in der Berechnung von P_{max} durch den starken Faktor Kraft ausgeglichen werden. Für die Kniebeugemuskulatur erhält die P_{max} durch einen CV von 12 % hingegen eine leichte Einschränkung der absoluten Reliabilität. Die Studien von Jidovtseff et al. (2006) und Viitasalo (1985b; 1985a) zeigen ebenfalls die Tendenz einer geringeren absoluten Re-

liabilität der Geschwindigkeit bei zunehmender Zusatzlast. Abernethy et al. (1995) spricht von einer „Gewichtsschwelle“, ab der die Reproduzierbarkeit von isoinertialen Daten abnimmt. Avis et al. (1985) hält mit seiner Studie dagegen, die allerdings im Vergleich zu den anderen Studien lediglich die relative Reliabilität berechnet und im Gegensatz zum Squat eine geführte Bewegung in der Horizontalen an der Leg Press beinhaltet. Die Protokollunabhängigkeit dieser These einer „Gewichtsschwelle“ kann somit bislang nicht nachgewiesen werden (Logan et al., 2000). Mit dieser Studie kommt eine Bestätigung mit den Charakteristiken einer geführten „single joint movement“ in der Vertikalen der Kniestreck- und Kniebeugebewegung hinzu (Nebenfragestellung 8).

Zudem stellt sich die Frage, worin neben dem Versuchsdesign diese „Gewichtsschwelle“ noch messmethodisch begründet sein könnte. So bietet das Probandenkollektiv in dieser Studie zusätzlich eine starke Begründung, da von einer Überforderung ausgegangen werden muss. Um mit 75 % Zusatzlast eine kraftbetonte explosive Bewegung durchzuführen, bedarf es einer großen Erfahrung mit hoch intensivem Krafttraining. Die hohe Zusatzlast (75 %) wurde aus dem Grunde ausgesucht, um die Kraft-Geschwindigkeits-Relation einerseits durch den Faktor Kraft und andererseits durch den Faktor Geschwindigkeit mit 50 % Zusatzlast zu betonen.

Das Probandenkollektiv weist eine Trainingserfahrung von mindestens zwei Jahren auf. Fraglich bleibt, in wieweit Maximalkraft-Trainingsdesigns (vgl. Abb. 6) durchgeführt wurden und notwendige Erfahrungen in diesem Bereich gesammelt werden konnten. So erscheint die Zusatzlast von 75 % in einigen Fällen zu hoch, um aus einer isometrischen Testung in eine dynamische Bewegung abgeleitet zu werden. Aufgrund von „sticking regions“ wirkten einige Versuche als ein 1-RM Versuch und nicht als eine kraftbetonte, aber immer noch explosive dynamische Bewegung. Trotz der Gewöhnung und der ersten Testdurchführung brachen einige Probanden im Retest nach dem Probeversuch ab. An der Leg Curl waren es vier Personen, an der Leg Extension sogar zehn Personen, so dass die Ergebnisse dieser Muskelgruppe sehr eingeschränkt verwendet werden sollten. Eine systematische Steigerung des $Impulses_{max}$ bei der Kniebeugebewegung spricht ebenfalls dafür, dass diejenigen Probanden übrig bleiben, die bei hoher Zusatzlast dennoch in der Lage waren, einen maximal hohen Kraftimpuls zu setzen und damit einen systematischen Fehler zu bewirken. Eine Lösung des Problems sollte eine längere Gewöhnungszeit nicht ermöglichen, da die Einschränkungen insbe-

sondere erst im Retest auftraten. Die Ergebnisse der hoch dynamischen Abläufe mit der geringeren Zusatzlast sprechen zudem gegen einen mangelnden Lerneffekt. Den Erfahrungsschatz der Probanden zu verändern, würde bedeuten, die Ergebnisse der Isometrie zur Beurteilung einer Intervention aufzuweichen. Da die gleiche Probandenklientel innerhalb der Interventionsstudie teilnehmen sollte, ist über eine Änderung der Höhe der Zusatzlasten nachzudenken. So stellt sich die Frage: Könnte das Gewicht auf 40 % und 60 % abgesenkt werden, um isoinertiale Fehlversuch zu vermeiden und in beiden Betonungen der Kraft-Geschwindigkeits-Relation zuverlässige Werte zu stellen? In beiden Gewichtsklassen können für die Reliabilität der P_{max} und die Kraft (F_{dynmax}, F_{tpmax}) hohe Werte erzielt werden. Aktuelle Befunde der Literatur zeigen eine Tendenz, in der höhere Zusatzlasten zu einer geringeren absoluten und einer höheren relativen Reliabilität führen (Viitasalo, 1985a; Viitasalo, 1985b; Abernethy et al., 1995). So sind Genauigkeitsverluste in der absoluten Reliabilität nicht zu erwarten, wenn die Zusatzlasten reduziert werden. Die relative Reliabilität zeigt in der Testung bereits bei 50 % hohe Werte, so dass auch die Studie von Avis et al. (1985) keine Einwende geben sollte.

Die Ergebnisdiskussion abschließend kann das Messsystem DigiMax die messtechnischen Anforderungen aus der Literatur in allen Punkten erfüllen (vgl. Tab. 3 und Tab. 27). Limitierungen in der Interpretation der Ergebnisse sind weder im Messbereich, der Auflösung oder der Genauigkeit der Sensoren, dem PC-Interface oder den Auswertesoftwareprogrammen zu erkennen. Zum Beispiel liegt die Messgenauigkeit der Kraftsensoren (Tab. 27) nach denen im Test-Retest erhobenen maximalen Beinkraftwerten (723 - 2781 N) vernachlässigbar bei 10 - 30 N. Eine dynamische Bewegungsgeschwindigkeit von mehr als 2 m/s ist nicht aufgetreten, um die Messgenauigkeit von 0,2 mm der Wegsensoren zu gefährden (Ergänzung Hauptfragestellung 2).
Schwankungen der Parameter RFD oder F und Impuls zu frühen Zeitpunkten der Kraft-Zeit-Kurve finden in der Messtechnik keine Erklärung. Die Startpunkte für die Berechnungsgrundlage wurden sorgfältig gesetzt und durch entsprechende Instruktion des Probanden eindeutig ersichtlich. Das Kommando „Start“ wurde sowohl in isometrischen als auch in isoinertialen Versuchen erst nach Stabilisierung der Vorstartspannung des Probanden gegeben, so dass der explosive Start eine deutliche Markierung in

den Kurvenverläufen ergab. Auf eine vergleichbare individuelle Vorspannung wurde ebenfalls geachtet. Vom Test zum Retest liegen die Voraktivierung im Gruppenmittelwert identisch bei 18 % der F_{max} an der Leg Extension und 20 % der F_{max} an der Leg Curl. Lediglich eine Erhöhung der insgesamt 15 geglätteten Rohwerte der Filterfunktion in der Software nach Christ et al. (1994) würde für eine Steigerung der Reliabilität für diese Parameter offen stehen. Werden jedoch die Geschwindigkeit und Kraft in der isoinertialen Diagnostik betrachtet, zeigen diese Parameter in einer sehr kurzen und explosiven Bewegung eine hohe Zuverlässigkeit, die nicht durch eine ausgedehnte Filterung verschoben werden sollte. Die während der RFD-Messung auftretenden Oszillationen führen bei Glättung zu einer Verschiebung der Zeitintervalle und des Startpunktes (Kraemer et al., 2006). Für Parameter zu späteren Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve könnte die Filterfunktion ein Ansatzpunkt sein, wenn sie unabhängig von den anderen Parametern in die Software integriert werden könnte. Welche Glättungen hierfür sinnvoll einzusetzen sind, wäre dann durch entsprechende Untersuchungsdesigns zu bestimmen.

Bis dahin sollten nicht Einzelwerte im Verlauf der Kraft-Zeit-Kurve als Verbesserungen beurteilt werden. Sinnvoll erscheint hingegen die Beurteilung einer Tendenz über mehrere Zeitpunkte. Eine Veränderung der Charakteristiken der Kraft-Zeit-Kurve über mehrere Zeitpunkte hinweg lässt das Intervall für Fehlinterpretation über mehrere Parameter laufen. Der Parameter $F_{maxindex}$ sollte für die Evaluation von Trainingseffekten nicht verwandt werden. Der Zeitpunkt der Maximalkraft ist im Bereich der Betrachtung von ms zu variabel (Sale, 1991). Im Verhältnis zum Informationsgehalt des Parameters ist zudem eine Verwässerung des reliablen Maximalkraftwertes durch eine vergrößerte Glättung, wie bei der RFD nicht zu empfehlen.

Inwieweit erfüllen nun diese Ergebnisse das analytische Ziel? Kann die ausgearbeitete Messmethodik Trainingseffekte trotz „messbedingten Fehlwerten“ hinreichenden zuverlässig feststellen? Reliabilitätsprüfungen sind nach Hopkins (2000b) ein individuelles „decision making“ und nach Atkinson und Nevill (1998) die Beurteilung über das Erreichen des analytischen Ziels der letzte Punkt im Vorgehen.

Zusammenfassend ist die Gültigkeit der Untersuchung auf die Messmethodik und das Probandenkollektiv einzuschränken (Morrow et al., 2005). Dass sich das intensive Aus-

einandersetzen mit dem messmethodischen Forschungsstand gelohnt und zu einem zuverlässigen Messprotokoll geführt hat, zeigen die maximalen Werte der isometrischen und isoinertialen Versuche (Hauptfragestellung 3). Insbesondere die zuverlässige Diagnostik mit dem leichteren Zusatzgewicht in explosiven, hoch koordinativen Ausführungen sowie die hoch moderate Reproduzierbarkeit der isometrischen Kraft-Zeit-Kurve lässt diesen Schluss zusätzlich bestätigen. Die Fläche unter der Kraft-Zeit-Kurve (Impuls) und die Kraft (F) zu verschieden Zeitpunkten sind als Parameter aufgrund der Berechnung innerhalb des Messsystems und dem Erfahrungsschatz der Probanden der Kraftentfaltung (RFD) vorzuziehen. Trotz der hoch moderaten bis moderaten relativen und absoluten Reliabilität der Parameter F und Impuls sollte sich nicht auf einzelne Zeitpunkte bei der Beurteilung von Trainingseffekten versteift werden. Effektiver erscheint, die prozentuale Abdeckung des Korrelationskoeffizienten und das 68 %ige Fehlerintervall des CV zu erweitern, indem eine deutliche Kraft-Zeit-Kurven-Verschiebung über mehrere Zeitpunkte signifikant nachgewiesen werden muss. In der isoinertialen Diagnostik ist eine Senkung der Zusatzlasten nach den diskutierten Optionen die sinnvollste. Zur Beurteilung von Trainingseffekten können die TE für beide Gewichte weiterhin genutzt werden. Da sie im Zusammenhang mit den MW stehen und diese bei leichteren Zusatzlasten geringer ausfallen sollten, wären die TE eher zu hoch als zu niedrig angesetzt. Die TE sollten schlussendlich als effektives Level zur Beurteilung möglicher Trainingseffekte herangezogen werden. Liegen die ermittelten Trainingseffekte über dem typischen „messbedingten Fehlerwert“, sollte für diese Probandenklientel eine Verbindung zwischen Trainingsreiz und -effekt gültig sein. Die Ergebnisse der Reliabilitätsprüfung können zudem als allgemeine Referenz verwandt werden, um Messausreißer oder andere Inkonsistenzen in der Evaluation von Trainingseffekten aufdecken zu können (Hauptfragestellung 4).

5. Empirische Studie II: Mechanische und elektrische Kraftinterventionen

Nach der Reliabilitätsprüfung isometrischer und isoinertialer Parameter beinhaltet dieses Kapitel die Beschreibung der Methodik, die Ergebnisdarstellung und -diskussion der systematischen Evaluation von Trainingseffekten auf unterschiedliche mechanische und elektrische Trainingsreize.

5.1 Methodik

Nachstehend wird die Messmethodik, die auf Grundlage der bereits durchgeführten Reliabilitätsprüfung in der Evaluation von Trainingseffekten angewendet wurde, beschrieben. Notwendige Veränderungen aus der Ergebnisdiskussion der Reliabilitätsprüfung sind in dieser methodischen Ausarbeitung umgesetzt worden (siehe Kapitel 4.3). Ansonsten wurde der kraftdiagnostischen Ausrichtung des Test-Retest-Verfahrens gefolgt. Für die Festlegung der verschiedenen mechanischen und elektrischen Kraftinterventionen wurden der theoretische Hintergrund sowie die Forschungsstände aus Kapitel 2.2 einbezogen.

5.1.1 Probanden

Die Probanden der Kraftinterventionen setzten sich aus Sportstudenten der Deutschen Sporthochschule Köln (n = 80) zusammen und wurden in acht verschiedene Trainingsgruppen randomisiert. Folgende Trainingsgruppen wurden angesetzt: Hypertrophie, Maximalkraft, Schnellkraft, Kraftausdauer, EMS, Vibration, gemischte Gruppe I (EMS/Hypertrophie) und gemischte Gruppe II (Vibration/Hypertrophie). Die anthropometrischen Daten der jeweiligen Gruppen sind in Tab. 63 aufgeführt.

Tab. 63. Anthropometrische Daten der Probanden (Kraftinterventionen)

Trainingsgruppe	N	Alter [Jahre]	Größe [m]	Gewicht [kg]
1. Hypertrophie	10	22,30 +/- 2,06	1,78 +/- 0,09	76,75 +/- 10,77
2. Maximalkraft	11	22,55 +/- 1,81	1,76 +/- 0,09	69,08 +/- 10,34
3. EMS	9	24,4 +/- 3,50	1,75 +/- 0,09	73,75 +/- 13,57
4. EMS/Hypertrophie	10	22,80 +/- 2,40	1,80 +/- 0,08	71,58 +/- 14,15
5. Schnellkraft	10	23,90 +/- 3,25	1,76 +/- 9,22	69,60 +/- 11,26
6. Kraftausdauer	11	26,40 +/- 7,79	1,76 +/- 7,73	72,50 +/- 12,29
7. Vibration	9	24,60 +/- 3,53	1,78 +/- 9,04	73,60 +/- 10,51
8. Vibration/Hypertrophie	10	23,91 +/- 3,02	1,78 +/- 6,03	73,09 +/- 8,87

Signifikante Unterschiede der durchschnittlichen Größe und des Gewichts dieser Probanden zu den Probanden des Test-Retest-Verfahrens traten nicht auf. Sie bescheinigten zudem allen Sporttauglichkeit und eine Krafttrainingserfahrung von mindestens zwei Jahren, so dass auf eine Vergleichbarkeit dieser Charakteristiken der Probandenkollektive zwischen Test-Retest-Verfahren und Kraftinterventionen nach Morrow und Jackson (1993) geachtet wurde. Nach den Erfahrungen der 75 %igen Zusatzlasten in den isoinertialen Versuchen beim Test-Retest-Verfahren ist zudem eine signifikante durchschnittliche Steigerung von drei Jahren im Alter der Probanden zugelassen worden.

Zusätzlich wurde vor Trainingsbeginn von einem Sportmediziner ein EKG (Elektrokardiogramm) bei den Probanden der EMS-Gruppe durchgeführt, um karidale Auffälligkeiten auszuschließen. Weitere Ausschlusskriterien waren, insbesondere wegen der Trainingsmethoden EMS und Vibration, Arteriosklerose in fortgeschrittenem Stadium, arterielle Durchblutungsstörungen, Blutungen, starke Blutungsneigung (Hämophilie), Diabetes mellitus, fieberhafte Erkrankungen, akute bakterielle oder virale Prozesse, Hautunverträglichkeiten, Herzschrittmacher, Herz-Kreislauf-Erkrankungen, Herzinsuffizienz, schwere neurologische Erkrankungen und Tumore.

5.1.2 Studiendesign

Der Gesamtzeitraum der Kraftinterventionen betrug sieben Wochen. Innerhalb dieser Zeit wurden nach einer Gewöhnungsphase eine vierwöchige Trainingsperiode und insgesamt drei Kraftdiagnostiken durchgeführt (siehe Abb. 11).

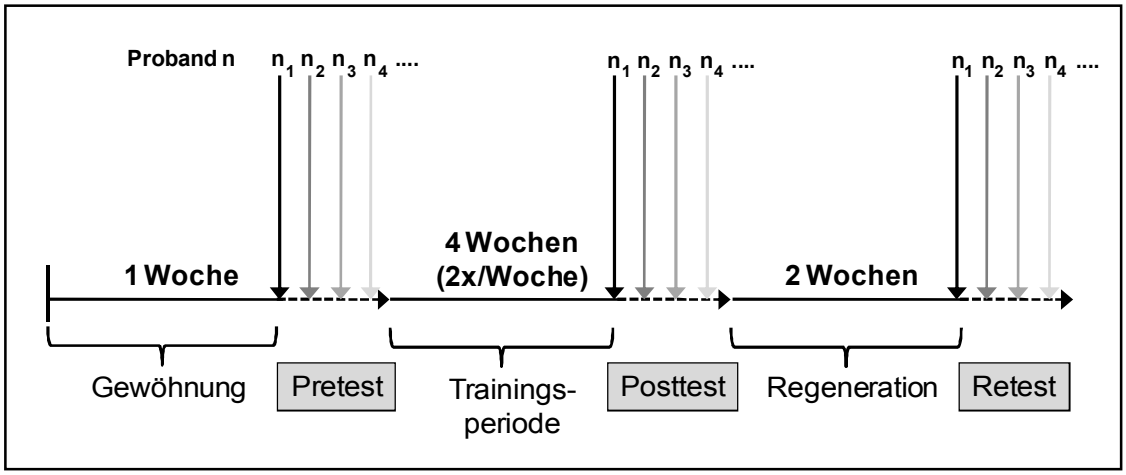


Abb. 11. Studiendesign Kraftinterventionen

Während der ersten Woche wurden den Probanden die Diagnostik und das jeweilige Trainingsdesign vorgestellt. Zusätzlich sind die Geräteeinstellungen für die Diagnostik und das Training protokolliert worden. Die Trainingsgewichte wurden mittels des 1-RM bestimmt. Die Trainingsmethoden EMS und Vibration wurden den entsprechenden Trainingsgruppen ebenfalls vorgestellt und Materialien wie z.B. die EMS-Elektroden angepasst.

Nach den repräsentativen Baseline-Daten des Test-Retest-Verfahrens ist das Protokoll der Gewöhnung für einen professionellen Diagnostikablauf aus Kapitel 4.1.2 eingehalten worden. Es wurde jedoch ein besonderes Augenmerk auf zusätzliche isometrische Probeversuche gelegt. Diese hatten den Aufgabenschwerpunkt, einen explosiven Start zu üben, ohne zusätzlich die Maximalkraft erreichen zu müssen, wie es im üblichen Versuchsdesign verlangt wird. Dies konnte aus der Diskussion um die Reliabilität der Parameter F, Impuls und RFD zu frühen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve abgeleitet werden (siehe Kapitel 4.3).

Das vier Wochen lang andauernde Training wurde mit einer Trainingshäufigkeit von zwei Einheiten pro Woche durchgeführt, wobei zwischen den Trainingseinheiten mindestens ein Tag Pause lag. Die gemischten Gruppen I und II trainierten jeweils einmal

pro Woche an Krafttrainingsmaschinen und ein Mal pro Woche EMS bzw. Vibration. Während der Intervention durften die Probanden kein zusätzliches Krafttraining oder intensives Ausdauertraining durchführen (Abernethy, 1993). Vor jeder Trainingseinheit erwärmten die Probanden ihre Muskulatur mit einer zehnminütigen leichten bis mittleren aeroben Aktivität auf dem Fahrradergometer.

Die Kraftdiagnostik fand vor dem ersten Training (Pretest bzw. Test 1), nach der Trainingsperiode (Posttest bzw. Test 2) und nach einer zweiwöchigen Regenerationsphase (Retest bzw. Test 3) statt. Die Tests erfolgten jeweils identisch bezogen auf den Wochentag, der Tageszeit, dem Versuchsleiter und der Umgebungsbedingung (Klimaanlage) (siehe Kapitel 4.1.2). Vor den Kraftdiagnostiken wurde auf eine gleiche „pre test routine“ wie bei der Reliabilitätsprüfung mit 72 h Regeneration ohne intensive Trainingseinheiten, ausreichender Ernährung und Flüssigkeitszufuhr sowie dem Verbot von „ergogenics“ geachtet (siehe Kapitel 4.1.1).

5.1.3 Diagnostik

Die Durchführung der Kraftdiagnostik wurde aus dem Test-Retest-Verfahren übernommen (siehe Kapitel 4.1.3), da sie sich in der Reliabilitätsprüfung bewährt hatte (siehe Kapitel 4.3).

In der Messtechnik kam somit erneut das DigiMax Messsystem der Firma mechaTronic (Hamm) an der Leg Curl und an der Leg Extension Maschine der Edition Line der Firma Gym80 International (Gelsenkirchen) zum Einsatz. So wurde dem Grundsatz des gleichen Messsystems und der gleichen Krafttrainingsmaschinen von Diagnostik zu Diagnostik sowie zwischen Training und Test gefolgt (Kraemer et al., 2006; Harman, 2006; Wilson & Murphy, 1996b). Dazu sind weiterhin die diagnostischen Ergebnisse als maximale, externe Gelenkmuskelkraft/-leistung aus gewählter Gelenkwinkelstellung/ ROM an den testspezifischen Krafttrainingsmaschinen interpretiert worden.

Da keine gesamtübergreifenden Mängel des Versuchsdesigns in der Reliabilitätsprüfung festzustellen waren, ist das isometrische und isoinertiale Design von den gleichen Versuchsleitern unverändert weitergeführt worden (siehe Kapitel 4.3).

Bezüglich des isoinertialen Versuchsdesigns war diese Aussage bei der Wahl der Zusatzlast einzuschränken. Es hatte sich die Ermittlung der Zusatzlast an sich bewährt, jedoch musste die Höhe der Zusatzlast prozentual gesenkt werden. So sind in dieser Di-

agnostik drei isoinertiale Versuche mit 40 % (Schwerpunkt Geschwindigkeitsfaktor) und drei mit 60 % Zusatzlast (Schwerpunkt Kraftfaktor) unter Beachtung der Gewichtsschwelle nach Abernethy et al. (1995) und dem Einbeziehen der Charakteristiken des Probandenklientels durchgeführt worden (siehe Ergebnisdiskussion Test-Retest-Verfahren Kapitel 4.3). In der Isometrie wurde entsprechend der Reliabilitätsprüfung der Parameter $F_{maxindex}$ nicht mehr ermittelt.

5.1.4 Trainingsprotokolle

Die Trainingsprotokolle der acht verschiedenen Trainingsgruppen sind aus den Forschungsständen der mechanischen und elektrischen Trainingsreize und -effekte systematisch abgeleitet worden (Kapitel 2.2.4 und 2.2.5).

So wurden die trainingsgruppenspezifischen Reize entsprechend der Forderung von Toigo und Boutellier (2006) erweitert beschrieben (siehe Tab. 19) und insbesondere für die Trainingsgruppen EMS und Vibration durch methodenspezifische Angaben aus dem Forschungsstand mechanischer und elektrischer Trainingsreize ergänzt (Kapitel 2.2.4). Dabei entsprachen die gewählten Trainingsreize für die acht Trainingsgruppen durchschnittlichen Methodendesigns aus dem Forschungsstand mechanischer und elektrischer Trainingseffekte (Kapitel 2.2.5), wie im Folgenden für die jeweiligen Trainingsprotokolle aufgeführt wird. Vorab wird der methodische Einsatz des Biofeedbacks beschrieben.

5.1.4.1 Biofeedback

Die Durchführung des Krafttrainings wurde für alle Gruppen mit Hilfe eines computergesteuerten Biofeedbackverfahrens kontrolliert und standardisiert. Das Biofeedback ermöglichte die Zeitvorgabe aller Bewegungsphasen innerhalb einer Einzelwiederholung (konzentrisch, exzentrisch und isometrisch) und die Festlegung der Bewegungsweite (ROM), so dass eine intra- und interindividuelle Variation in der Bewegungsausführung im Training ausgeschlossen wurde. So konnte gewährleistet werden, dass die Trainingsbewegung in den jeweiligen Gruppen designspezifisch durchgeführt worden ist.

Zur Umsetzung stand die Software Biofeedback 2.3.1 *inside* (Version 2.0) des digitalen Mehrkanalmesssystems DigiMax der Firma mechaTronic (Hamm) zur Verfügung, das

mit den Wegsensoren des Typs S501D aus dem Diagnostikaufbau korrespondierte (vgl. Kapitel 4.1.3). Die Software zeichnete mit Hilfe des Wegsensors die Bewegung des Probanden online auf dem Bildschirm nach. Die Aufgabe bestand im Training darin, den Ball innerhalb einer gruppenspezifischen Zeitstruktur zu halten, die graphisch durch eine weiße Linie vorgegeben wurde (siehe Abb. 12).

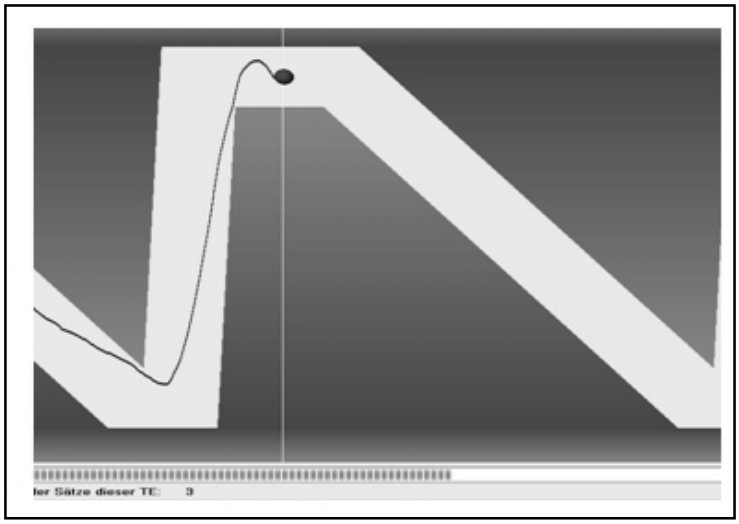


Abb. 12. Biofeedback

Die Trainingsbewegungen der Trainingsmethoden an der Leg Curl und Leg Extension der Firma Gym 80 International entsprachen geführten „single joint movements“ der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur. Die Bewegungsweite war für die Kniestreckung von 90° bis 170° und für die Kniebeugung von 170° bis 90° angesetzt (siehe Abb. 13).

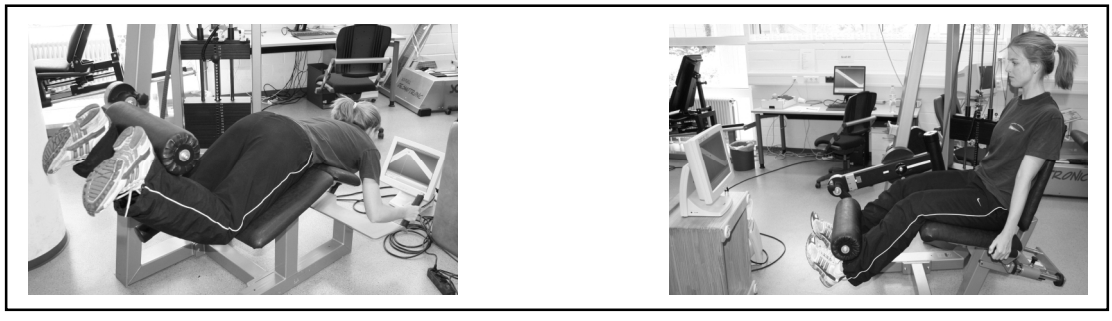


Abb. 13. Training von geführten Bewegungen an Krafttrainingsmaschinen mit Biofeedback

Die Trainingsformen Vibration und EMS wurden dynamisch in ungeführten „multi joint movements“ angewendet. Zum Training der Kniebeuge- und der Kniestreckmuskulatur sind die beidbeinige Kniebeuge und der Ausfallschritt (linkes/rechtes Bein abwech-

selnd in vorderer Position) mit einer Bewegungsweite von 90° bis 170° durchgeführt worden. Bei der Kniebeuge nahm der Proband eine schulterbreite Stellung ein. Die Schrittlänge beim Ausfallschritt war mit der Hälfte der Körpergröße festgelegt (in der Vibrationsgruppe jeweils mit dem rechten oder dem linken Bein auf der Vibrationsplattform stehend). Diese ungeführten Trainingsausführungen sind über das Biofeedback kontrolliert und standardisiert worden, indem mit Hilfe eines Helms die Verbindung zum erforderlichen Wegsensor hergestellt wurde (siehe Abb. 14).

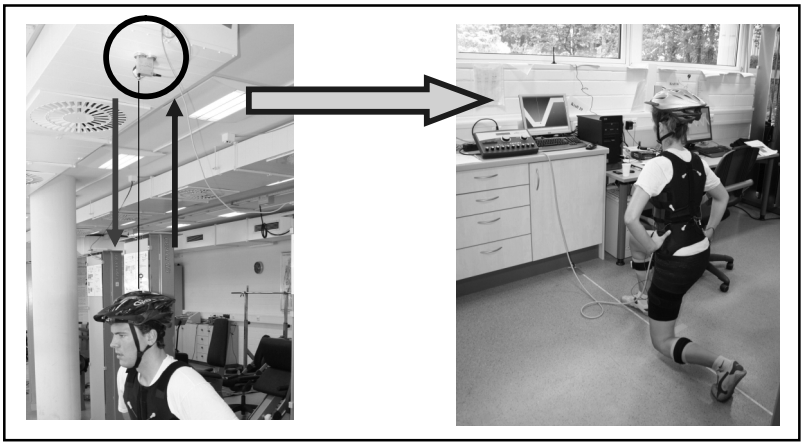


Abb. 14. Training von ungeführten Bewegungen mit Biofeedback

Neben dieser objektiven Trainingsstandardisierung wurde die subjektive Belastungsempfindung des Probanden mit Hilfe der Borg-Skala nach jeder Trainingseinheit abgefragt. Der Zielwert sollte bei 15 bis 16 auf der o.g. Skala liegen. Lag eine starke Über- bzw. Unterforderung eines Probanden vor, konnte individuell entsprechend der jeweiligen Trainingsform die Intensität für die kommende Einheit leicht gesenkt oder erhöht werden (z.B. Zusatzlast und Impulshöhe).

5.1.4.2 Krafttraining an Maschinen

Für das Krafttraining an Maschinen konnte sich an der traditionellen Zusammenstellung von Bird et al. (2005) orientiert werden (Abb. 6), wobei die Bezeichnung der Trainingsgruppen Hypertrophie, Kraftausdauer, Maximalkraft und Schnellkraft („power“) wie bereits erläutert nicht mit dem benannten Trainingseffekten eindeutig in Verbindung gebracht werden kann (siehe Kapitel 2.2.5). Die spezifischen Trainingsreize für die Krafttrainingsgruppen an Maschinen führt Tab. 64 auf.

Tab. 64. Gruppenspezifische Trainingsreize - Krafttraining an Maschinen

Trainingsreize	Hypertrophie	Maximalkraft	Schnellkraft	Kraftausdauer
Ausmaß der Zusatzlast	60 % 1-RM	90 % 1-RM	50 % 1-RM	30 % 1-RM
Anzahl der Wiederholungen	10	3	6	15
Anzahl der Serien	3	3	3	3
Pause zwischen den Serien	1	3	3	1
Anzahl der Trainingseinheiten pro Woche	2 Trainingseinheiten			
Dauer des gesamten Trainingszeitraums	4 Wochen			
Zergliederung einer einzelnen Wiederholung in die Kontraktionsformen und deren zeitliche Dauer in Sekunden	kon 2 iso 0,5 exz 4 iso 0,5	kon 0,2 iso 0,5 exz 2 iso 0	kon 0,1 iso 0,5 exz 1 iso 0	kon 4 iso 0,5 exz 4 iso 0,5
Pause zwischen den Wiederholungen	-			
Zeit unter Spannung (TUT)	210 s	24,3 s	28,8 s	405 s
Bewegungsausmaß (ROM)	• Kniestreckmuskulatur: 90° - 170° • Kniebeugemuskulatur: 170° - 90°			
Regenerationszeit zwischen den Trainingseinheiten	mind. 48 Stunden			
Übungsauswahl und Reihenfolge	• Leg Curl • Leg Extension			
Anatomische Definition der Trainingsübung	non-ballistisch	ballistisch	ballistisch	non-ballistisch

Zur Ermittlung des individuellen Trainingsgewichts wurde das 1-RM vor dem ersten Training in der Gewöhnungsphase bestimmt. Von dem ermittelten 1-RM wurden dann die jeweiligen Prozentwerte als Zusatzlast für die unterschiedlichen Trainingsgruppen festgelegt. Bei starken Abweichungen der subjektiven Belastungsempfindung des Probanden nach einer Trainingseinheit (Borg-Skala Stufe 15 bis 16) wurde das Trainingsgewicht für die kommende Einheit jeweils durch etwas mehr bzw. etwas weniger Gewicht individuell justiert. Abb. 15 bis Abb. 18 zeigen jeweils eine standardisierte Einzelwiederholung mit Hilfe des Biofeedbackverfahrens der Krafttrainingsgruppen an Maschinen.

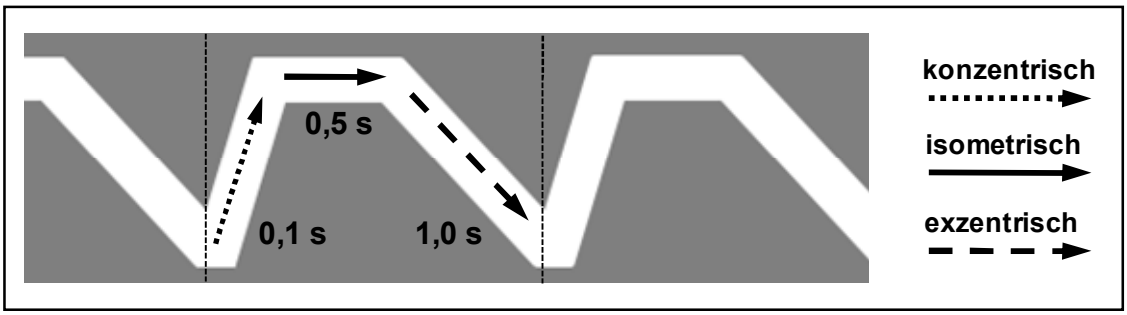


Abb. 15. Standardisierte Einzelwiederholung - Schnellkraftgruppe

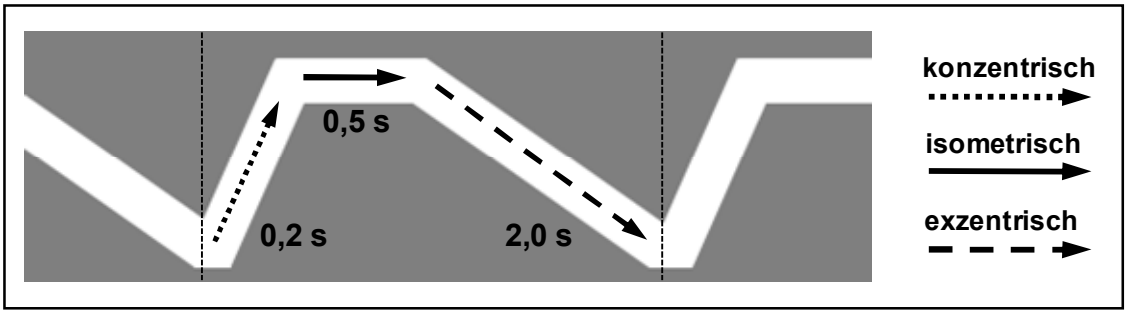


Abb. 16. Standardisierte Einzelwiederholung - Maximalkraftgruppe

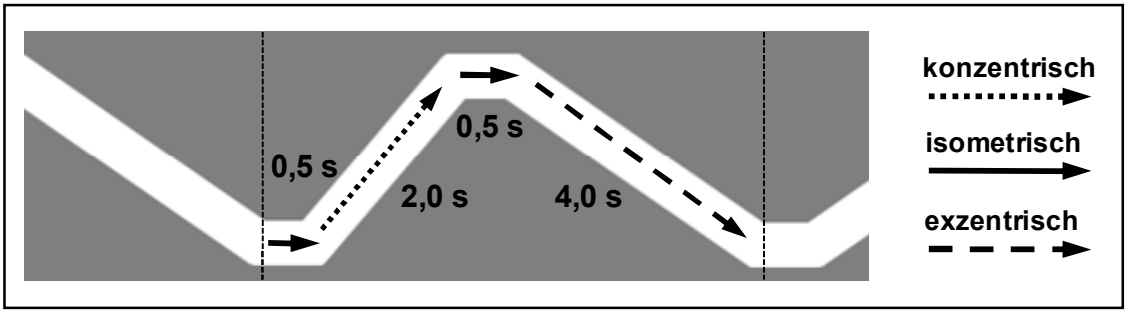


Abb. 17. Standardisierte Einzelwiederholung - Hypertrophiegruppe

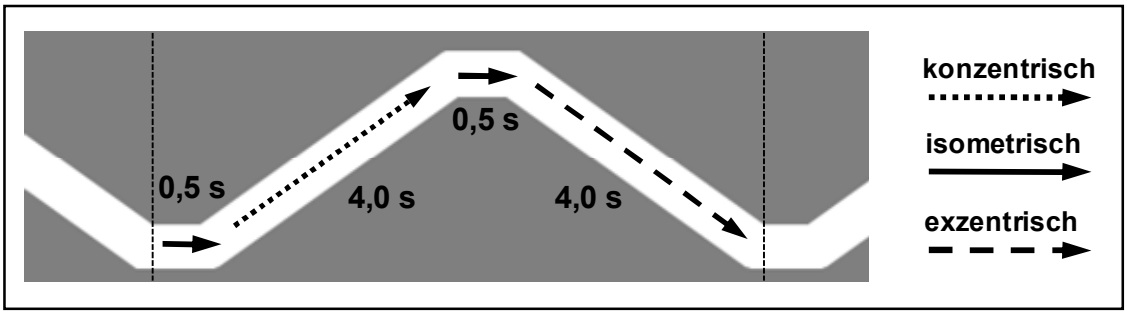


Abb. 18. Standardisierte Einzelwiederholung - Kraftausdauergruppe

Die Einzelwiederholungen der Schnell- und der Maximalkraftgruppe waren insbesondere durch einen ballistischen Start am unteren Umkehrpunkt zwischen exzentrischer und konzentrischer Phase (iso = 0 s), einer maximal schnellen konzentrischen Phase (con = 0,1 s und 0,2 s) und einem Abfangen des Gewichts zum oberen Umkehrpunkt der Bewegung (iso = 0,5) charakterisiert (Abb. 15 und Abb. 16) (Cronin et al., 2001; Stone et al., 2003; Crewther et al., 2005). Dem entgegengesetzt zeichneten sich die Hypertrophie- und die Kraftausdauergruppe durch eine lange TUT pro Übung (7 s und 9 s statt 1,6 s und 3 s), einer verlängerten exzentrischen Phase (4 s statt 1 bis 2 s) (Deschenes & Kraemer, 2002; Nosaka & Newton, 2002) und einer kontinuierlich langsamen Bewegungsgeschwindigkeit mit einem nicht ballistischen Start am unteren Umkehrpunkt aus (Abb. 17 und Abb. 18) (Keeler et al., 2001; Westcott et al., 2001; Hunter et al., 2003). Unterschiede in den Trainingsreizen bestanden zudem zwischen den Gruppen in der Wiederholungszahl (10 bis 15 Wdh. statt 3 bis 6 Wdh.) und in der Pausendauer (1 min statt 3 min).

5.1.4.3 Elektromyostimulation (EMS)

Tab. 65 zeigt die Trainingsreize der Trainingsgruppe, die durch eine dynamische GK-EMS belastet worden ist. Sechs EMS-spezifische waren den Trainingsreizen von Toigo und Boutellier (2006) hinzuzufügen, wie die Impulsart, die Impulshöhe, die Impulsbreite, der Impulsanstieg, die Stimulationsfrequenz und der „duty cycle“ (Lake, 1992; Bossert et al., 2006), um die Reizkonstellation detailliert zu beschreiben. Des Weiteren werden das Trainingsgerät und die Elektrodengröße aufgeführt (Maffiuletti et al., 2006; Paillard, 2008). Zur Festlegung des Trainingsprotokolls für die EMS-Gruppe standen insbesondere die Studien der GK-EMS (siehe Tab. 22) und der GK-EMS in Kombination mit Krafttraining an Maschinen im Vordergrund (siehe Tab. 23). So wurde der durchschnittlichen Impulsbreite von 350 µs und Stimulationsfrequenz von 80 Hz gefolgt sowie der Forderung von Kreuzer et al. (2006) und Boeckh-Behrens et al. (2005; 2006a; 2006) nach submaximaler Trainingsintensität nachgegangen (siehe Impulsintensität und „duty cycle“). Weitere Orientierung boten Studien isometrischer oder dynamischer lokaler EMS (siehe Tab. 21 und Tab. 24) und deren durchschnittlichen Anwendungen von Trainingsreizen in EMS Intervention bezüglich der Impulsart und -form (siehe Tab. 20).

Tab. 65. Gruppenspezifische Trainingsreize - EMS-Training

Trainingsreize	**EMS**
Ausmaß der Zusatzlast	-
Anzahl der Wiederholungen	10 Wiederholungen
Anzahl der Serien	3 Serien
Pause zwischen den Serien	1 Minute
Anzahl der Trainingseinheiten pro Woche	2 Trainingseinheiten
Dauer des gesamten Trainingszeitraums	4 Wochen
Zergliederung einer einzelnen Wiederholung in die Kontraktionsformen und deren zeitliche Dauer in Sekunden	2 exz 1 iso 2 kon 1 iso
Pause zwischen den Wiederholungen	4 s
Zeit unter Spannung (TUT)	180 s
Bewegungsausmaß (ROM)	170° - 90°
Regenerationszeit zwischen den Trainingseinheiten	min. 48 Stunden
Übungsauswahl und Reihenfolge	• Squat • Lunge (vordere Beinstellung rechts/links alternierend)
Anatomische Definition der Trainingsübung	non-ballistisch
Impulsart	bipolar
Impulshöhe	individuell submaximal
Impulsbreite	350 µs
Impulsform	rechteckförmig
Stimulationsfrequenz	80 Hz
„duty cycle“	6 s on-time / 4 s off-time
Stimulationsgerät	miha bodytec
Elektrodengröße (Länge mal Breite)	Unterschenkel: 27 cm x 4 cm Oberschenkel: 44 cm x 4 cm Gesäß: 13 cm x 10 cm

Als Trainingsgerät für die dynamische GK-EMS ist das Gerät bodytec der Firma miha (Oberhaching) zum Einsatz gekommen. Die o. g. Trainingsreize ließen sich den Ansprüchen der Studie entsprechend einsetzen. Gegenüber verschiedener Geräte zur GK-EMS, die auf dem Markt sind, unterscheidet sich das Gerät durch folgende Eigenschaften (Schmithüsen, 2008, S. 33 - 34):

- Es sind sechs Surface-Elektrodenpaare in einen Anzug eingearbeitet und für die Arme, das Gesäß und die Oberschenkelmuskulatur werden zusätzliche Surface-Elektrodenpaare um den Muskelbauch herum angelegt.
- Durch die differenzierten Elektrodenpaare können einzelne Muskelgruppen gezielt aktiviert werden. Es kann aber im Gegensatz zu den meisten anderen Geräten auch ein Ganzkörpertraining durchgeführt werden, da alle Hauptmuskelgruppen gleichzeitig angesteuert werden können.
- Agonist und Antagonist werden gleichzeitig innerviert.
- Plus- und Minuselektrode liegen nicht auf dem gleichen Muskel und durch die Größe der Elektrode wird die Dichte des Stroms reduziert.
- Das Training ist sehr intensiv und kann bzw. sollte entsprechend kurz ausfallen (10 - 20 min).

Trainingsreize:

- Impulsart: Die Art des Impulses kann positiv, negativ sowie bipolar eingestellt werden.
- Impulsbreite: Die Impulsbreite lässt sich in 25er Schritten zwischen 50 und 400 µs wählen.
- Impulsanstieg: Der Anstieg kann bis zu einer Sekunde andauern und ist in 0,1er Schritten abstufbar.
- Stimulationsfrequenz: Die Frequenz ist zwischen 2,0 und 10,0 Hz in 0,5er Schritten modifizierbar. Ab 10,0 Hz kann sie in 1,0er Stufen verändert werden und reicht bis maximal 150,0 Hz.
- Impulszeit: Die Impulszeit kann zwischen einer und bis zu 10,0 s andauern. Die Schrittweite der Einstellmöglichkeiten beträgt 0,1 s.
- Impulspause: Die Pause zwischen den Impulsen ist in ihren Einstellmöglichkeiten mit der Impulszeit identisch.
- Gesamte Trainingszeit: Die gesamte Trainingsdauer lässt sich zwischen 0,5 und 60 min einstellen.

Mit Fokus auf die Kniestreck- und die Kniebeugemuskulatur wurden durch die GK-EMS die Gesäß-, die Ober- und die Unterschenkelmuskulatur gleichzeitig stimuliert (m. quadriceps femoris, m. biceps femoris, m. gluteus maximus, m. triceps surae, m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus). Hierfür sind in der Gewöhnungsphase, in der die Probanden das System kennengelernt hatten, die passenden Elektrodengrößen festgelegt und dokumentiert worden. Beim GK-EMS-Training selbst musste jedoch die Einstellung der Impulshöhe bei jeder Einheit individuell angepasst werden. Ursachen dafür sind in der Körperzusammensetzung, der subjektiven Stromtoleranz und in der täglich variierenden Flüssigkeitsaufnahme der Probanden zu finden (Bossert et al., 2006). Aufgrund dieser Variation wurde vor jeder Trainingseinheit die individuelle maximale Stromtoleranz des Probanden ausgelotet. Für das Training ist die Intensität dann herunter geregelt worden, so dass die Probanden zwischen 70 und 80 % ihres subjektiven Maximums lagen. Bei starken Abweichungen der Belastungsempfindungen, 15 und 16 der Borg-Skala, konnte die Impulshöhe individuell angepasst werden. Eine typische Einzelwiederholung des dynamischen GK-EMS-Trainings zeigt Abb. 19.

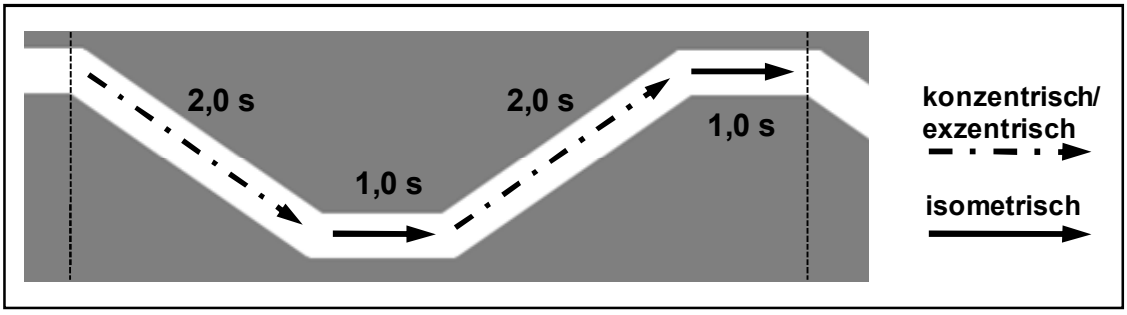


Abb. 19. Standardisierte Einzelwiederholung - EMS-Gruppe

Das dynamische GK-EMS-Training war, wie die Hypertrophie- und die Kraftausdauertrainingsgruppe, durch eine kontinuierliche langsame Bewegungsgeschwindigkeit, eine langen TUT und zehn Wdh. innerhalb von drei Serien pro Übung gekennzeichnet. Durch die alternierende Aufteilung des Ausfallschritts auf die vordere Beinposition (links/rechts) fand jedoch eine Dreier-Serie mehr im Vergleich zu dem Krafttraining an Maschinen statt. Zwischen den Einzelwiederholungen wurde zudem eine Pause des Stromflusses eingefügt, die den Probanden in der oberen Ausgangstellung (170° Knie-

beugung) eine kurze Erholung und eine Vorbereitung auf den nächsten Impuls einräumte.

5.1.4.4 Vibration

Für das Vibrationstraining ist die Power Plate pro5 AIRdaptive als Vibrationstrainingsgerät verwendet worden. Diese Vibrationsplattform verfügt über ein Luftkissen und ein dreistufiges Dämpfungssystem, welches es ermöglicht, einen kontinuierlichen, standardisierten Trainingsreiz weitgehend unabhängig vom Gewicht des Probanden zu erzeugen. Die Frequenz lässt sich von 25 - 50 Hz auf ein Hz genau einstellen. Die Trainingszeit kann in 15 s Schritten von 30 s bis auf 9 min programmiert werden. Auch hier ließen sich die u. g. Trainingsreize den Ansprüchen der Studie entsprechend einsetzen. Die Power Plate pro5 AIRdaptiv hat folgende technische Spezifikationen (Nowak, 2008, S. 31):

- Max. Zuladung: 225 kg,
- Frequenzen: 25 - 50 Hz,
- Adjustierung: 1 Hz Zwischenschritte,
- Vertikaler Hub: Low (2 mm) und High (4 mm),
- Nominal Power: 0,35 kW (bei Betrieb),
- Zusätzliche Funktionen: AIRdaptive Level 1, 2 oder 3.

Tab. 66 zeigt die Trainingsreize für die Krafttrainingsmethode Vibration an. Als methodenspezifische Reize sind die Frequenz und die Amplitude zu nennen (Haas et al., 2004). Aus Tab. 25 erfolgte darüber hinaus die Ableitung des Vibrationstrainingsprotokolls, die Trainingsstudien an der Beinmuskulatur von Trainierten zusammenfasst.

Tab. 66. Gruppenspezifische Trainingsreize - Vibrationstraining

Trainingsreize	Vibration
Ausmaß der Zusatzlast	-
Anzahl der Wiederholungen	10 Wiederholungen
Anzahl der Serien	3 Serien
Pause zwischen den Serien	1 Minute
Anzahl der Trainingseinheiten pro Woche	2 Trainingseinheiten
Dauer des gesamten Trainingszeitraums	4 Wochen
Zergliederung einer einzelnen Wiederholung in die Kontraktionsformen und deren zeitliche Dauer in Sekunden	2 exz 1 iso 2 kon 1 iso
Pause zwischen den Wiederholungen	-
Zeit unter Spannung (TUT)	180 s
Bewegungsausmaß (ROM)	170° - 90°
Regenerationszeit zwischen den Trainingseinheiten	min. 48 Stunden
Übungsauswahl und Reihenfolge	• Squat • Lunge (vordere Beinstellung rechts/ links alternierend)
Anatomische Definition der Trainingsübung	non-ballistisch
Frequenz	35 Hz
Amplitude	high
AIRdaptive Level	3

Die Charakteristiken der Bewegungsausführung der Einzelwiederholung, der Übungsauswahl, der Übungsdurchführung, der Wiederholungszahl sowie Serienzahl pro Übung entsprachen der Ausführung des GK-EMS-Trainings. Die Pausen zwischen den Einzelwiederholungen wurden jedoch ausgespart. Bei der Übung der Kniebeuge wurde der ganze Körper stehend in Schwingung versetzt (Griffin, 1996), so dass in diesem Zusammenhang auch von „whole-body vibration“ (WBV) gesprochen werden konnte. Durch die Festlegung der ROM über das Biofeedback konnte zudem der Forderung nach der Standardisierung der Körperhaltung, die die Transmission der Erregungsamplitude erheblich beeinflusst, nachgekommen werden (Griffin, 1996; Yue & Mester, 2002; Yue et al., 2007). Darüber hinaus wurde die von Cardinale und Rittweger (2006) empfohlene „semi-squat“ Position in der Ausgangsstellung mit 170° Kniegelenkswinkel eingehalten.

5.1.5 Statistik

Zur Evaluation von Trainingseffekten der verschiedenen Interventionen wurden isometrische und isoinertiale Parameter der Probanden über die drei Kraftdiagnostiken hinweg verglichen. Nach deskriptiver Darstellung wurde innerhalb einer analytischen Statistik eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) mit Messwiederholung für die jeweiligen Trainingsgruppen durchgeführt. Bei Erreichen eines signifikanten F-Wertes wurde das Post-hoc-Verfahren „Tukey Honestly Significantly Different (HSD)“ eingesetzt. Paarweise Differenzen zwischen den Mittelwerten konnten so lokalisiert und gruppeninterne Muster erkannt werden. Die Irrtumswahrscheinlichkeit wurde für alle Parameter auf $p \leq 0{,}05$ festgelegt. Das Computerprogramms „STATISTICA 7.1“ der Firma StatSoft (USA, Tulsa) stand hierfür zur Verfügung.

5.2 Ergebnisse

In den nachstehenden Abschnitten erfolgt die Ergebnisdarstellung der insgesamt drei isometrischen und isoinertialen Kraftdiagnostiken (Test 1 = Pretest, Test 2 = Posttest, Test 3 = Retest). Die Ergebnisse werden dabei in die Kniebeugemuskulatur und in die Kniestreckmuskulatur unterteilt sowie in die jeweiligen isometrischen und isoinertialen Parameter. Innerhalb dieser Ergebnisdarstellung werden u.a. tabellarisch die prozentualen Veränderungen zwischen den jeweiligen Diagnostiken aufgeführt, bei denen ein signifikanter Mittelwertunterschied vorliegt. Signifikante Verbesserungen oder Verschlechterungen, die geringer als der jeweilige „typical error“ (TE) ausfielen, sind grau hinterlegt. Die TE sind aus der vorherigen Reliabilitätsprüfung ermittelt worden und dienen als effektives Level zur Beurteilung von Trainingseffekten (siehe Kapitel 4.3). Zusätzlich werden die absoluten Werte ausgewählter Parameter in Diagrammform abgebildet. Die statistischen Signifikanzen sind dabei wie folgt gekennzeichnet:

★ = signifikante Verbesserung

\# = signifikante Verschlechterung

5.2.1 Isometrische und isoinertiale Parameter (Kniestreckmuskulatur)

Im Folgenden werden die muskelspezifischen Ergebnisse der Kniestreckmuskulatur nach isometrischen und isoinertialen Parametern unterteilt und vorgestellt.

Isometrische Parameter

Innerhalb der isometrischen Kraftdiagnostik stieg die F_{max} in fast allen Trainingsgruppen von Test 1 zu Test 2 (1 - 2) im Kurzzeiteffekt signifikant an (Tab. 69). Nur die Trainingsgruppe, die ausschließlich mit elektrischer Stimulation (EMS) trainiert hat, wies keine signifikante Veränderung auf (Tab. 68). Bei der gemischten Gruppe (Vibration/Hypertrophie) konnten die größten prozentualen Verbesserungen im Mittel mit +15 % gefolgt von den Gruppen Schnellkraft mit +14 % sowie Hypertrophie und Kraftausdauer mit +13 % festgestellt werden (Tab. 67). Außerdem steigerten sich zusätzlich die Schnellkraft- (+7 %), die Kraftausdauergruppe (+8 %) und die gemischte Gruppe Vibration/Hypertrophie (+14 %) von Test 1 zu Test 3 (1 - 3) im Langzeiteffekt signifikant. Die zweiprozentige Verbesserung der Vibrationsgruppe im Langzeiteffekt lag unterhalb des TE (Leg Extension = 129 N siehe Tab. 38).

Tab. 67. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniestreckmuskulatur): F_{max} und F zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %

		Vib			Vib/Hyp			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Ext. Isometrie	Fmax	6%	2%		15%	14%		13%		
	F30							35%		
	F50							37%		
	F100							33%		
	F200				15%			20%		
	F500				15%	14%		12%		
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest										

Tab. 68. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniestreckmuskulatur): F_{max} und F zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %

		EMS			EMS/Hyp			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Ext. Isometrie	Fmax				8%		-4%	13%		
	F30							35%		
	F50							37%		
	F100				31%			33%		
	F200				24%			20%		
	F500				14%			12%		
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest										

Tab. 69. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniestreckmuskulatur): F_{max} und F zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %

		Max			Schnellkraft			Kraftausdauer			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Ext. Isometrie	Fmax	11%		-6%	14%	7%		13%	8%		13%		
	F30							45%			35%		
	F50							43%		-33%	37%		
	F100				27%			36%			33%		
	F200				22%	12%		23%			20%		
	F500	11%			14%			15%			12%		
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest													

Ausschließlich Kurzeiteffekte waren bezüglich der Maximalkraftgruppe und der Gruppe EMS/Hypertrophie zu vermerken. Diese Gruppen wiesen eine signifikante Verschlechterung zwischen Test 2 - 3 auf (-6 bzw. -4 %), wobei die Verschlechterung der gemischten Gruppe unterhalb des TE der F_{max} an der Leg Extension einzuordnen war (siehe Abb. 20 bis Abb. 22).

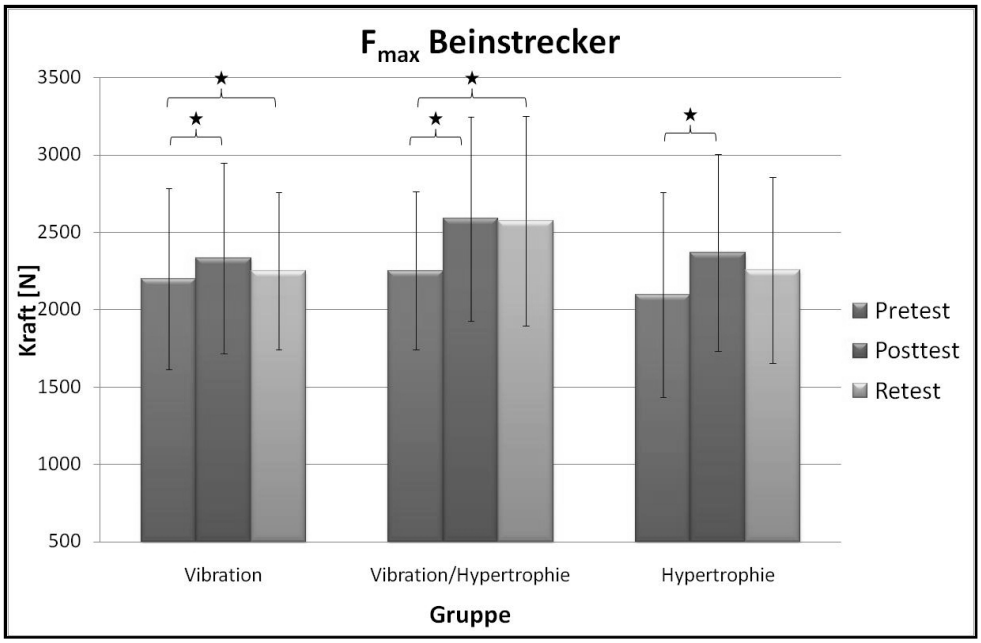


Abb. 20. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniestreckmuskulatur): F_{max} in [N]

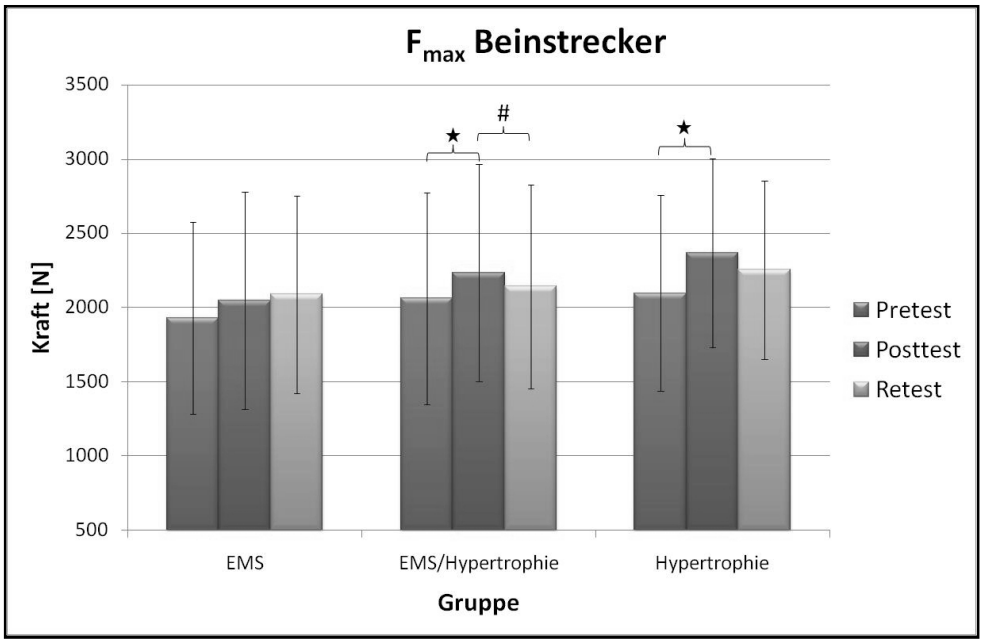


Abb. 21. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniestreckmuskulatur): F_{max} in [N]

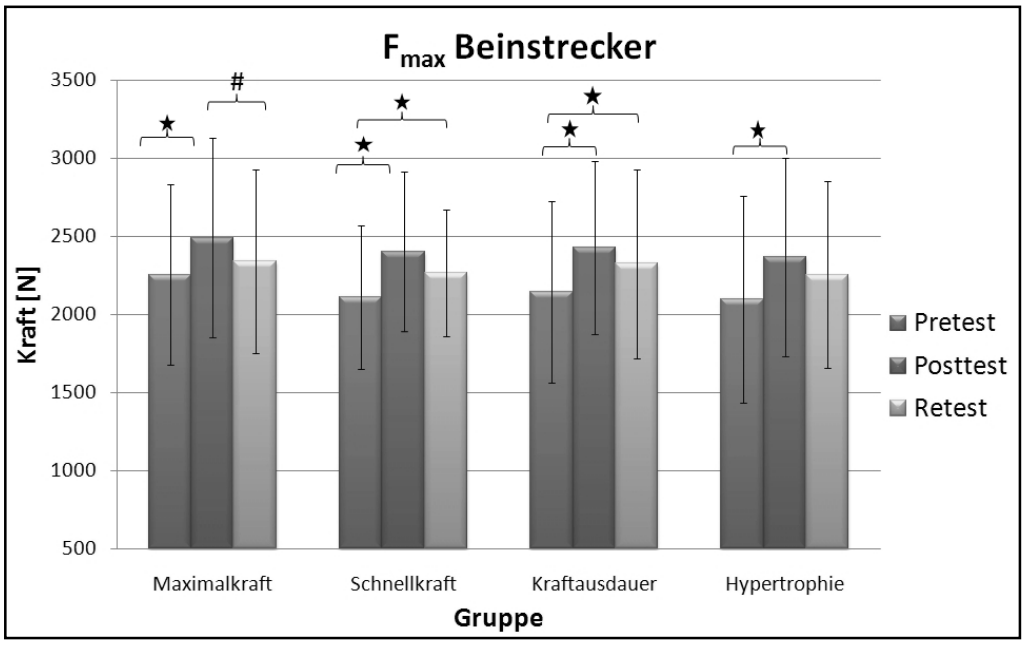


Abb. 22. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniestreckmuskulatur): Fmax in [N]

Bei der differenzierten Betrachtung der F zu verschiedenen Zeitpunkten ließ sich eine signifikante Verschiebung der Kraft-Zeit-Kurve aller gemessenen Zeitpunkte feststellen (siehe Abb. 23).

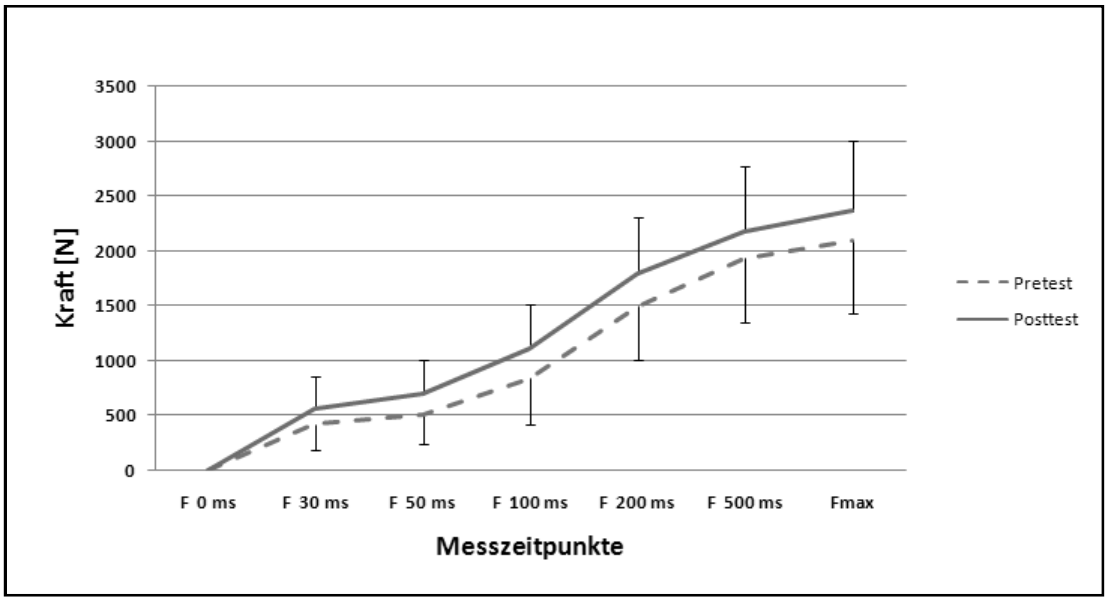


Abb. 23. Verschiebung der Kraft-Zeit-Kurve am Beispiel des Hypertrophietrainings (Kniestreckmuskulatur)

Dies war den Probanden der Hypertrophie- und der Kraftausdauergruppe im Kurzzeiteffekt vom Pre- zum Posttest mit bis zu +37 bzw. +45 % möglich (Tab. 69). Die Steigerung $F_{500\ ms}$ der Kraftausdauergruppe fiel dabei geringer aus als der zugehörige TE mit 189 N (siehe Tab. 38). Im Gegensatz zu der Hypertrophie- und der Kraftausdauergruppe konnten nur vereinzelte signifikante Verbesserung der F zu späten Zeitpunkten (nach 100, 200 bzw. 500 ms) bei den gemischten Gruppen (Vibration/Hypertrophie +15 % und EMS/Hypertrophie +14 bis 31 %) sowie den übrigen Gruppen Schnellkraft (+14 bis +27 %) und Maximalkraft (+11 %) festgestellt werden (Tab. 67 bis Tab. 69).

Die Hypertrophie- und die Kraftausdauergruppe zeigten zudem signifikante Veränderungen der RFD zu frühen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve im Kurzzeiteffekt mit bis zu +54 % (Test 1 - 2: 30, 50 und 100 ms) (siehe Tab. 72). Bei der RFD_{max} ließen sich kurzzeitige signifikante Veränderungen ausschließlich bei der Maximalkraftgruppe vom Pre- zum Posttest erkennen (+26 %). Diese Gruppe steigerte die RFD außerdem signifikant am Zeitpunkt 200 ms (+11 %). Die Schnellkraftgruppe wies lediglich eine signifikante Steigerung der RFD zum Zeitpunkt 200 ms im Kurz- und im Langzeiteffekt auf (+19 bzw. +14 %). Alle signifikanten Steigerungen der RFD der Schnellkraft- und Maximalkraftgruppe waren dabei unterhalb der dazugehörigen TE einzustufen (siehe Tab. 44). Die Verfahren EMS und Vibration hatten keinen Effekt auf die RFD (Tab. 70 und Tab. 71).

Tab. 70. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniestreckmuskulatur): RFD maximal und zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %

		Vib			Vib/Hyp			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Ext. Isometrie	RFDmax									
	RFD30									
	RFD50							54%		
	RFD100							37%		
	RFD200									
	RFD200-500									
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest										

Tab. 71. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniestreckmuskulatur): RFD maximal und zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %

		EMS			EMS/Hyp			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Ext. Isometrie	RFDmax									
	RFD30									
	RFD50							54%		
	RFD100							37%		
	RFD200				16%					
	RFD200-500									
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest										

Tab. 72. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniestreckmuskulatur): RFD maximal und zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %

		Max			Schnellkraft			Kraftausdauer			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Ext. Isometrie	RFDmax	26%											
	RFD30							54%		-38%			
	RFD50							45%		-32%	54%		
	RFD100							34%		-23%	37%		
	RFD200	11%			19%	14%							
	RFD200-500												
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest													

Abb. 24 bis Abb. 26 zeigen die nicht signifikanten Veränderungen der RFD_{max} zwischen den Diagnostiken, mit Ausnahme der Maximalkraftgruppe, und veranschaulichen mit der Aufzeichnung der Standardabweichungen die hohe Variabilität dieses Parameters innerhalb der Trainingsgruppen.

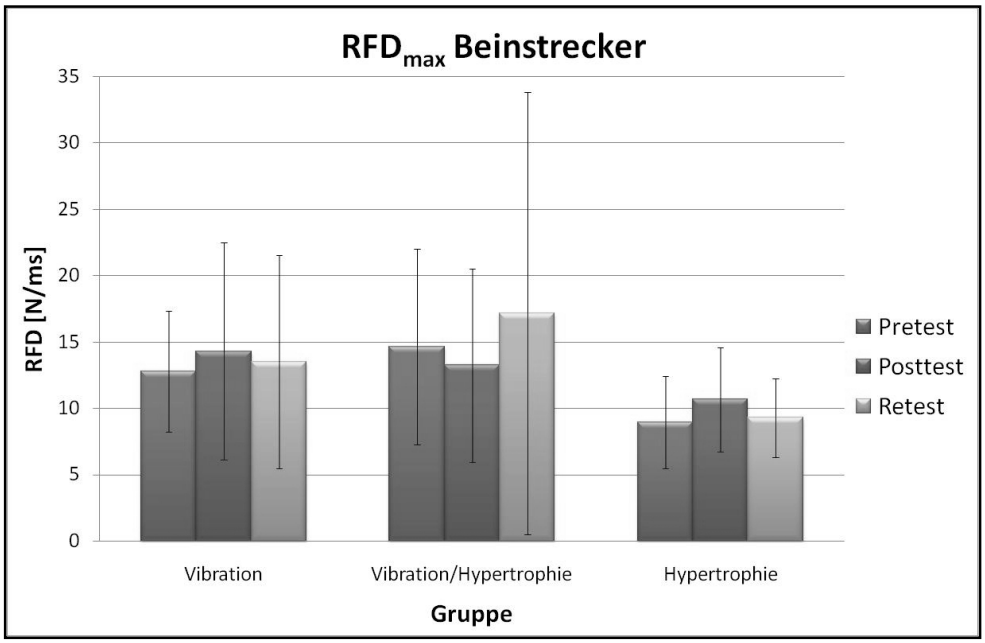


Abb. 24. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniestreckmuskulatur): RFD_{max} in [N/ms]

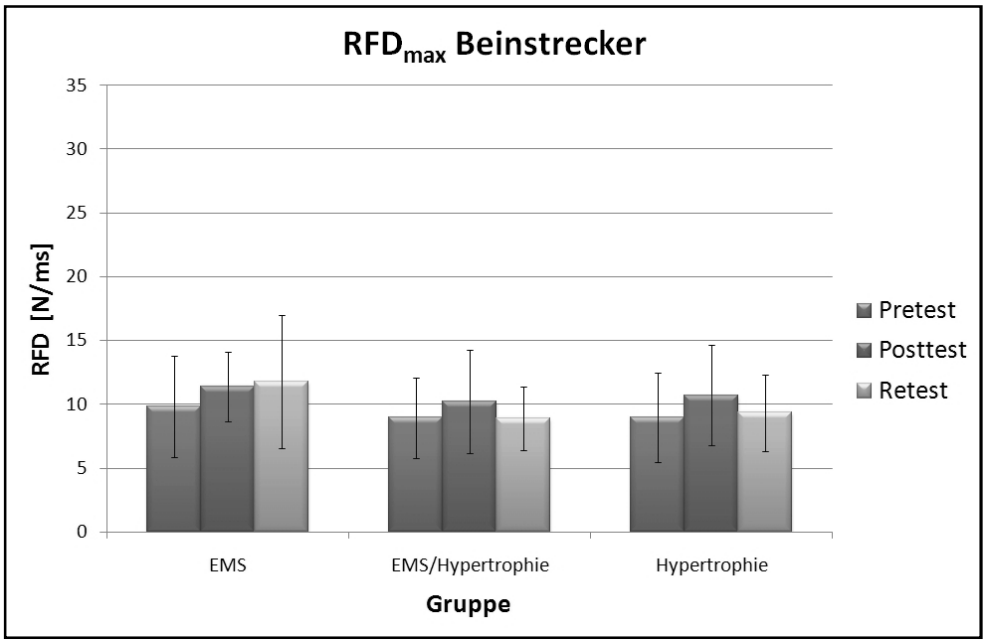


Abb. 25. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniestreckmuskulatur): RFD_{max} in [N/ms]

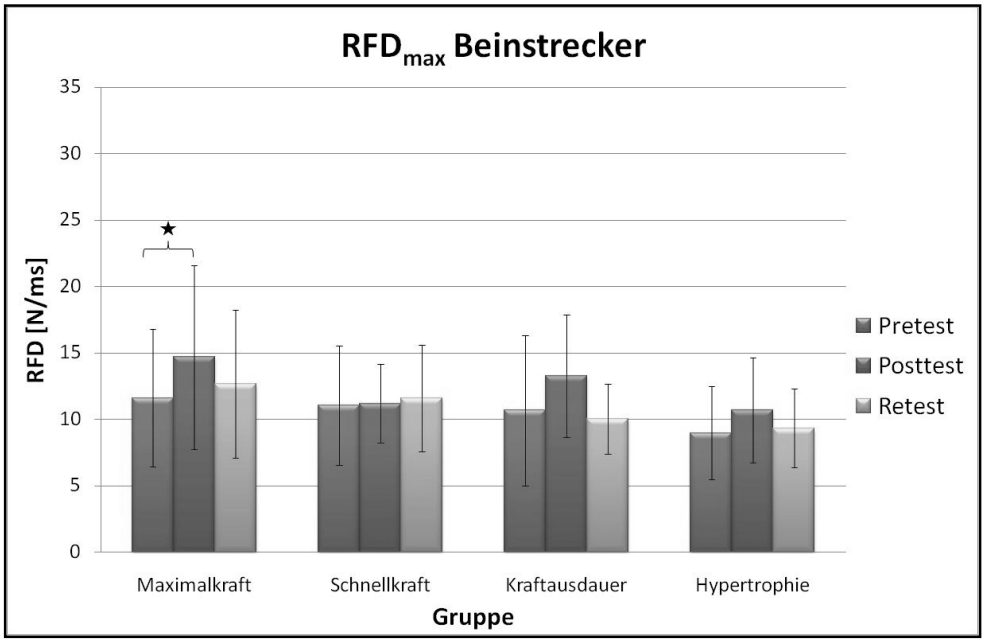


Abb. 26. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniestreckmuskulatur): RFD_{max} in [N/ms]

Hinsichtlich des Impulses konnten sich die Hypertrophie- und die Kraftausdauergruppe ebenfalls zu allen Zeitpunkten bis zu +36 bzw. +44 % im Kurzzeiteffekt signifikant steigern (Tab. 75). Bei den gemischten Gruppen (Vibration/Hypertrophie und EMS/Hypertrophie) und der Schnellkraftgruppe ließen sich signifikante Verbesserungen zu späteren Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve feststellen (0 - 200, 200 - 500 ms). Die gemischte Gruppe Vibration/Hypertrophie steigerte den Impuls im Zeitintervall 200 - 500 ms um +15 % zwischen Test 1 - 2 und um +12 % zwischen Test 1 - 3 (Tab. 73). Die gemischte Gruppe EMS/Hypertrophie und die Schnellkraftgruppe zeigten zwischen Test 1 - 2 Verbesserungen von +29 bzw. +26 % des Impulses im Zeitintervall 200 ms und +18 bzw. +17 % des Impulses im Zeitintervall 200 - 500 ms. Die EMS- sowie die Maximalkraftgruppe erzielten keine signifikanten Veränderungen (Tab. 74 und Tab. 75).

Tab. 73. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniestreckmuskulatur): Impulse zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %

		Vib			Vib/Hyp			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Ext. Isometrie	Impuls30							35%		
	Impuls50							36%		
	Impuls100							35%		
	Impuls200							28%		
	Impuls200-500				15%	12%		14%		
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest										

Tab. 74. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniestreckmuskulatur): Impulse zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %

		EMS			EMS/Hyp			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Ext. Isometrie	Impuls30							35%		
	Impuls50							36%		
	Impuls100							35%		
	Impuls200				29%			28%		
	Impuls200-500				18%			14%		
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest										

Tab. 75. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniestreckmuskulatur): Impulse zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %

		Max			Schnellkraft			Kraftausdauer			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Ext. Isometrie	Impuls30							44%		-35%	35%		
	Impuls50							44%		-34%	36%		
	Impuls100							40%		-31%	35%		
	Impuls200				26%			31%		-23%	28%		
	Impuls200-500				17%			17%	9%		14%		
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest													

Isoinertiale Parameter

Bei Betrachtung der Ergebnisse der isoinertialen Diagnostik mit 40 % Zusatzlast an der Kniestreckmuskulatur ließen sich nur in der Schnellkraft-, in der Kraftausdauer- und in der EMS-Gruppe signifikante Veränderungen der maximalen Leistung P_{max} feststellen. Die Schnellkraftgruppe wies eine signifikante Verbesserung von P_{max} als Kurz- (+24 %) und Langzeiteffekt (+18 %) auf. Bezogen auf die zwei Faktoren der P_{max} war diese Verbesserung mit einer Steigerung der dynamischen Maximalkraft (F_{maxdyn}) (+17 %) sowie des dynamischen RFD_{max} (+31 %) verbunden. Die signifikante Steigerung der RFD_{max} befand sich unterhalb des TE mit 1627 N/s (siehe Tab. 56). Die Kraftausdauergruppe steigerte ebenfalls über die Kraft (F_{maxdyn} +14 % und F_{tPmax} +16 %) die P_{max} um +18 % im

Kurzzeiteffekt (siehe Tab. 78). Die EMS-Gruppe konnte P_{max} ausschließlich im Langzeiteffekt (+13 %) signifikant verbessern (Tab. 76 und Tab. 77).

Tab. 76. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniestreckmuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 40 % Zusatzlast in %

		Vib			Vib/Hyp			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Ext. Dynamik 40%	Zusatzlast				13%	14%				
	Fmaxdyn	12%	4%		14%	15%				
	vmaxdyn									
	Pmax									
	Ftpmax				20%	21%				
	vtpmax									
	RFDmax									
	RvDmax									
	RPDmax									
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest										

Tab. 77. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniestreckmuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 40 % Zusatzlast in %

		EMS			EMS/Hyp			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Ext. Dynamik 40%	Zusatzlast				7%					
	Fmaxdyn				8%					
	vmaxdyn									
	Pmax		13%							
	Ftpmax									
	vtpmax									
	RFDmax									
	RvDmax									
	RPDmax									
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest										

Tab. 78. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniestreckmuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 40 % Zusatzlast in %

		Max			Schnellkraft			Kraftausdauer			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Ext. Dynamik 40%	Zusatzlast							10%					
	Fmaxdyn				17%	8%		14%	8%				
	vmaxdyn			12%									
	Pmax				24%	18%		18%					
	Ftpmax	9%						16%					
	vtpmax												
	RFDmax				31%								
	RvDmax												
	RPDmax												
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest													

Zu den Trainingsgruppen, die nur eine der beiden Faktoren, jedoch nicht die maximale Leistung P_{max} signifikant anheben konnten, waren folgende zu zählen: Die gemischte Gruppe Vibration/Hypertrophie konnte die Kraft F_{maxdyn} (+14 und +15 %) sowie F_{tPmax} (+20 und +21 %) im Kurz- und im Langzeiteffekt signifikant verbessern. F_{maxdyn} steigerte die gemischte Gruppe EMS/Hypertrophie ebenfalls kurzzeitig (+8 %). Zusätzlich konnte von Test 1 - 2 die Maximalkraftgruppe F_{tPmax} mit +8 % signifikant verbessern. Beide Verbesserungen waren jedoch unterhalb der jeweiligen TE einzustufen (siehe Tab. 56). Bezüglich der Geschwindigkeit wies lediglich die Maximalkraftgruppe eine signifikante Steigerung von v_{maxdyn} zwischen Test 2 - 3 auf (+12 %). Die Hypertrophiegruppe zeigte keinerlei Trainingseffekte innerhalb der Versuche mit dem Fokus auf den Geschwindigkeitsfaktor.

Nachfolgend wird der Parameter P_{max} in [W] mit 40 % Zusatzlast graphisch für die verschiedenen Gruppen vorgestellt, um die wesentlichen Ergebnisse zu verdeutlichen (Abb. 27 bis Abb. 29).

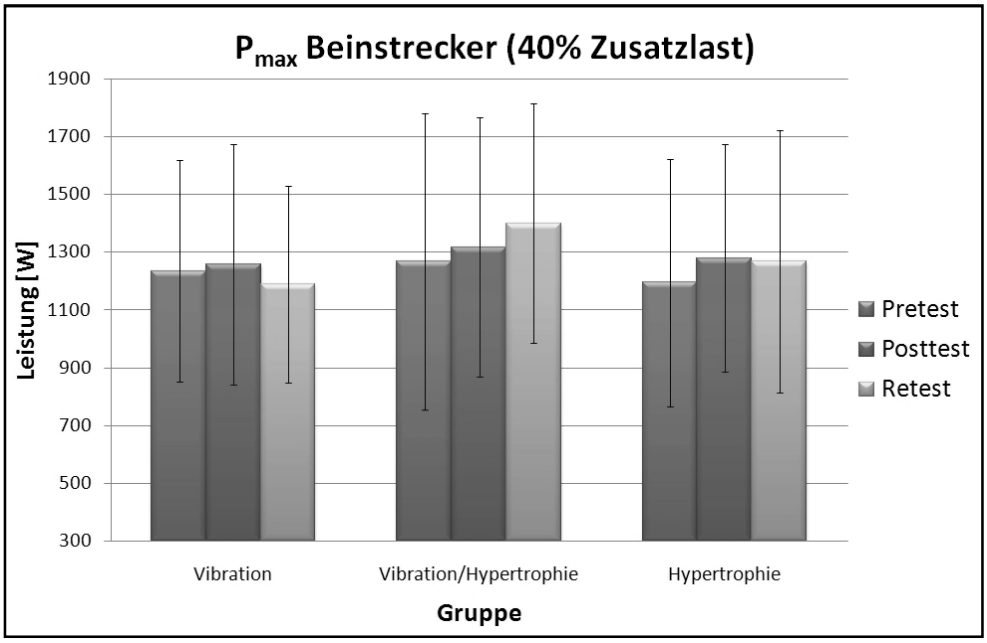


Abb. 27. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniestreckmuskulatur): P_{max} in [W] bei 40 % Zusatzlast

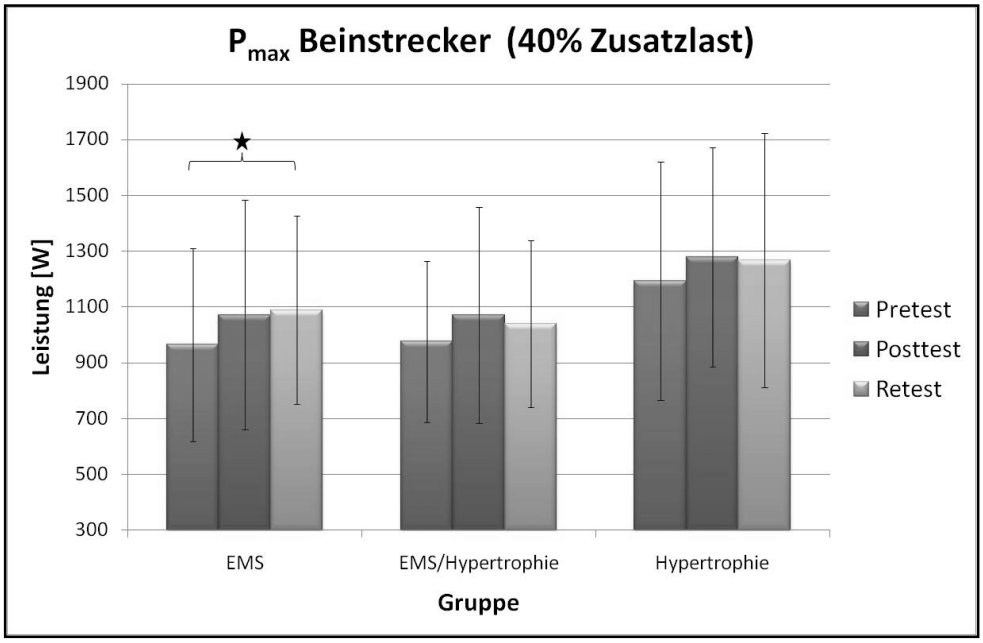


Abb. 28. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniestreckmuskulatur): P_{max} in [W] bei 40 % Zusatzlast

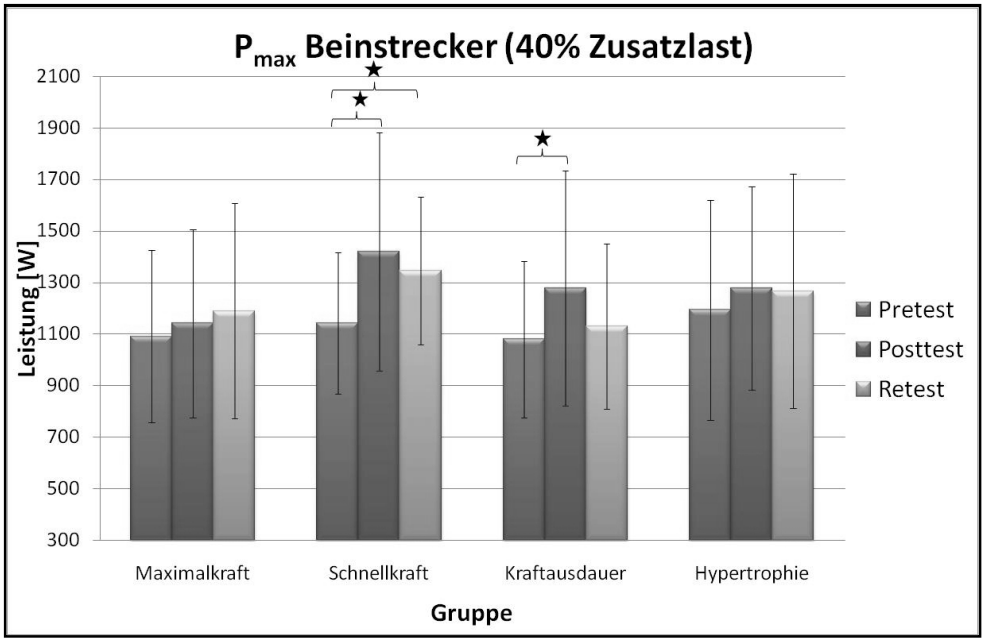


Abb. 29. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniestreckmuskulatur): P_{max} in [W] bei 40 % Zusatzlast

Bei der *isoinertialen Diagnostik mit 60 % Zusatzlast* ergaben sich signifikante Verbesserungen von P_{max} bei der Hypertrophiegruppe im Kurz- (+15 %) und im Langzeiteffekt (+13 %) im Gegensatz zum leichteren Zusatzgewicht (Tab. 81). Die Vibrationsgruppe und die gemischte Gruppe Vibration/Hypertrophie zeigten erneut signifikante Verbes-

serungen bei der F_{maxdyn} und F_{tPmax} (siehe Tab. 79). Wie bei der Diagnostik mit 40 % Zusatzlast war für keine Trainingsgruppe eine Steigerung von P_{max} in Verbindung mit dem Geschwindigkeitsfaktor aufzuzeigen. Steigerungen der Kraft F_{maxdyn} und F_{tPmax} wies zudem die Schnellkraftgruppe sowohl im Kurzzeit- als auch im Langzeiteffekt auf. Ein Transfer eines höheren Kraftfaktors in eine höhere P_{max} gelang dieser Trainingsgruppe jedoch bei schwerer Zusatzlast nicht. Die Trainingsgruppen mit EMS zeigten keine Effekte bei höherer Zusatzlast weder im Kurz- noch im Langzeiteffekt (siehe Tab. 80). Dies galt ebenfalls für die Trainingsgruppen Maximalkraft und Kraftausdauer (siehe Tab. 81).

Tab. 79. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniestreckmuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 60 % Zusatzlast in %

		Vib			Vib/Hyp			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Ext. Dynamik 60%	Zusatzlast	11%			12%	12%				
	Fmaxdyn	12%	4%		14%	16%				
	vmaxdyn									
	Pmax		4%					15%	13%	
	Ftpmax				14%	14%				
	vtpmax									
	RFDmax									
	RvDmax									
	RPDmax									

1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest

Tab. 80. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniestreckmuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 60 % Zusatzlast in %

		EMS			EMS/Hyp			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Ext. Dynamik 60%	Zusatzlast	9%								
	Fmaxdyn									
	vmaxdyn									
	Pmax							15%	13%	
	Ftpmax									
	vtpmax									
	RFDmax									
	RvDmax									
	RPDmax									

1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest

Tab. 81. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniestreckmuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 60 % Zusatzlast in %

		Max			Schnellkraft			Kraftausdauer			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Ext. Dynamik 60%	Zusatzlast												
	Fmaxdyn				17%	8%							
	vmaxdyn												
	Pmax										15%	13%	
	Ftpmax				20%	11%							
	vtpmax												
	RFDmax					13%							
	RvDmax												
	RPDmax												

1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest

Die signifikanten Verbesserungen der P_{max} in [W] bezüglich der kraftorientierten Versuche mit 60 % Zusatzlast zeigen die nachstehenden Graphiken für alle Trainingsgruppen zusätzlich auf (Abb. 30 bis Abb. 32).

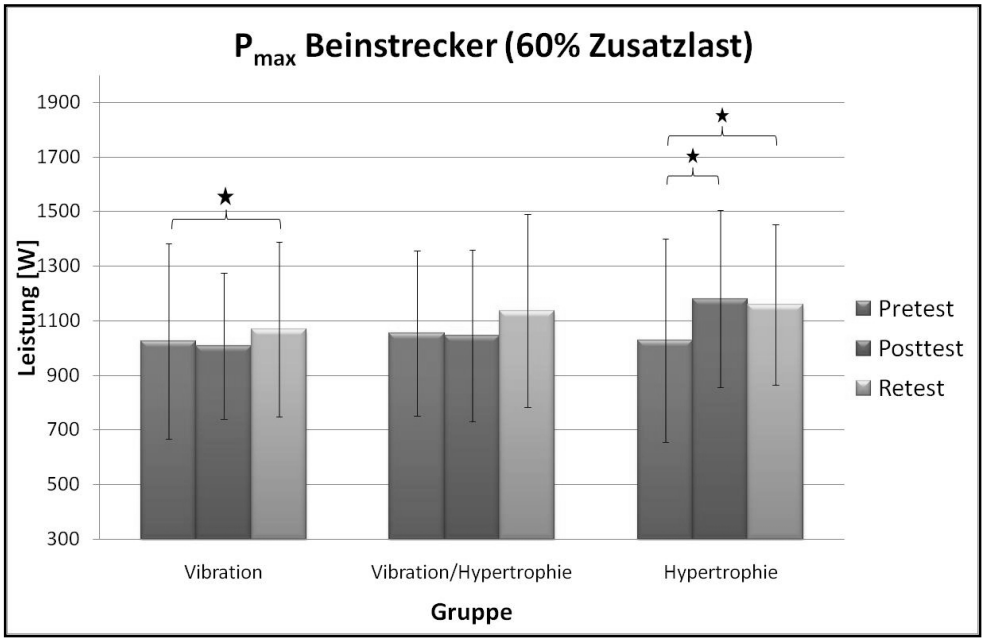


Abb. 30. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniestreckmuskulatur): P_{max} in [W] bei 60 % Zusatzlast

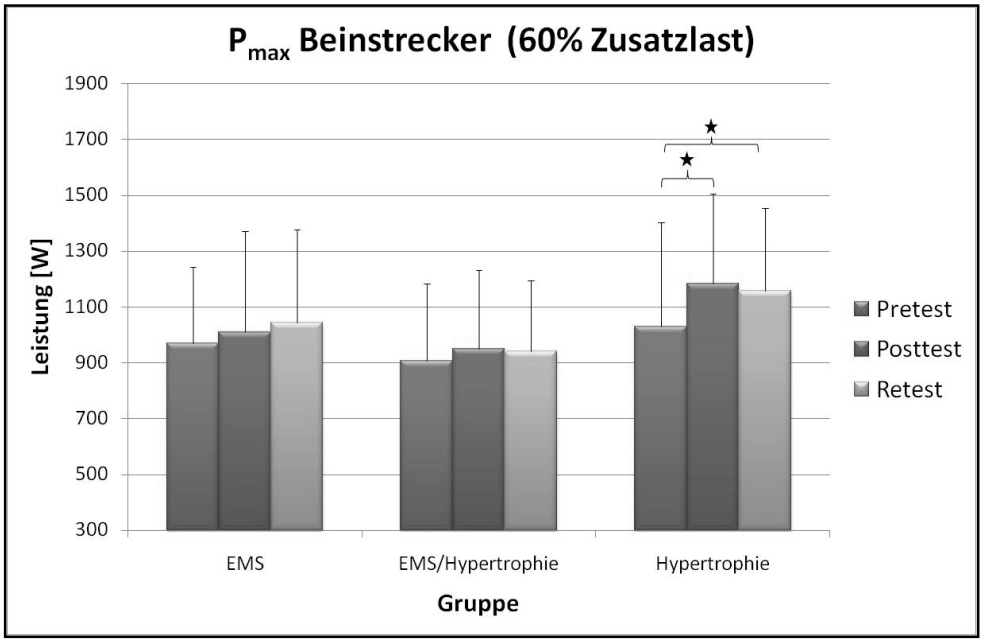


Abb. 31. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniestreckmuskulatur): P_{max} in [W] bei 60 % Zusatzlast

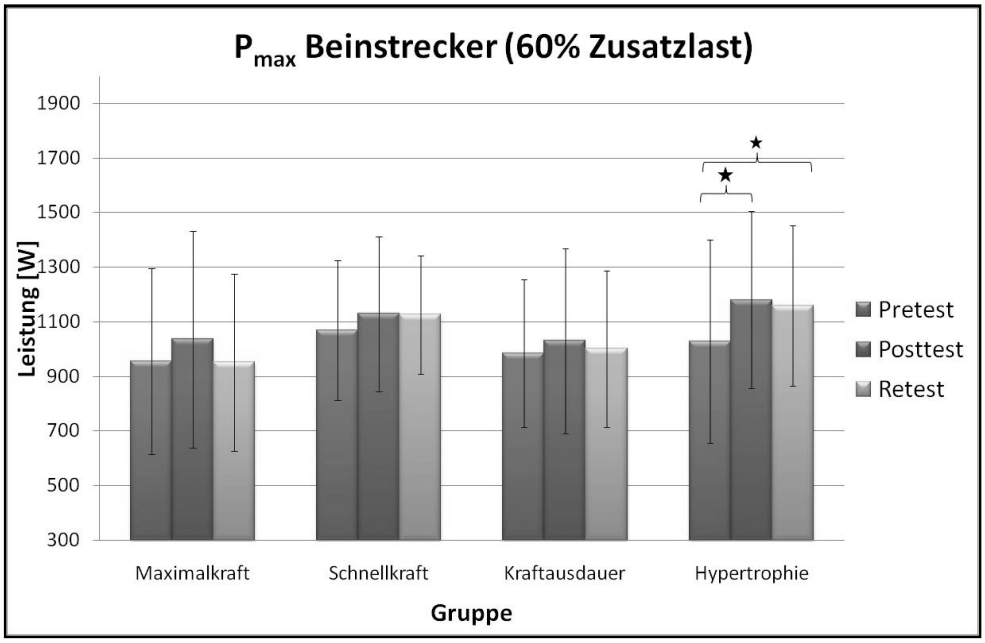


Abb. 32. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniestreckmuskulatur): P_{max} in [W] bei 60 % Zusatzlast

Zusammenfassend war festzustellen, dass die Kniestreckmuskulatur in ihrer muskelspezifischen Ausprägung differenzierte Zuordnungen von Trainingseffekten innerhalb der isometrischen Parameter aufzeigte. Dies galt insbesondere für die Kraft-Zeit-Kurven-Verschiebung, der RFD und des Impulses für die Hypertrophie- und die Kraft-

ausdauergruppe. Innerhalb der isoinertialen Diagnostik traten Trainingseffekte ohne methodischen Zusammenhang auf.

Die Abb. 33 und die Abb. 34 verdeutlichen die Zuordnung von Trainingsreizen zu -effekten der verschiedenen Kraftinterventionen der Kniestreckmuskulatur. Diese Wechselbeziehungen werden durch eine Linie zwischen dem jeweiligen Kraftparameter und dem zugehörigen Trainingsreiz graphisch dargestellt. Diese Linien zeigen dabei an, welche Reize einer bestimmten Trainingsmethode einem Kraftparameter ausschließlich zugeordnet werden können. Sie wurden aus einem Vergleich der Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (siehe Abb. 33) sowie der EMS-Gruppen und der Vibrationsgruppen (siehe Abb. 34) ermittelt. Eine gestrichelte Linie weist dabei auf einen Trainingseffekt hin, der unterhalb des zugehörigen TE lag.

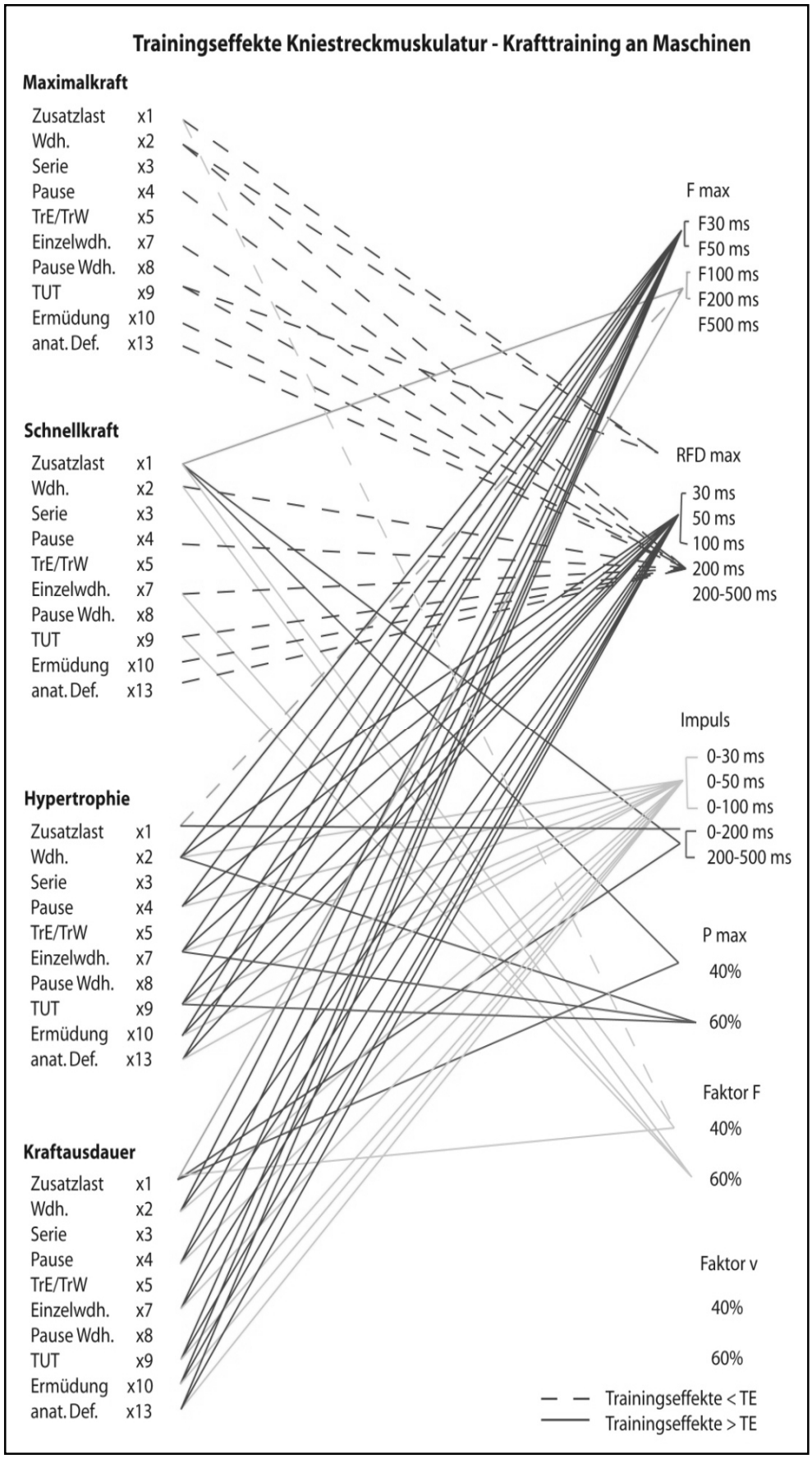


Abb. 33. Zuordnungen von Trainingsreizen zu ermittelten Trainingseffekten (Kniestreckmuskulatur Krafttraining an Maschinen)

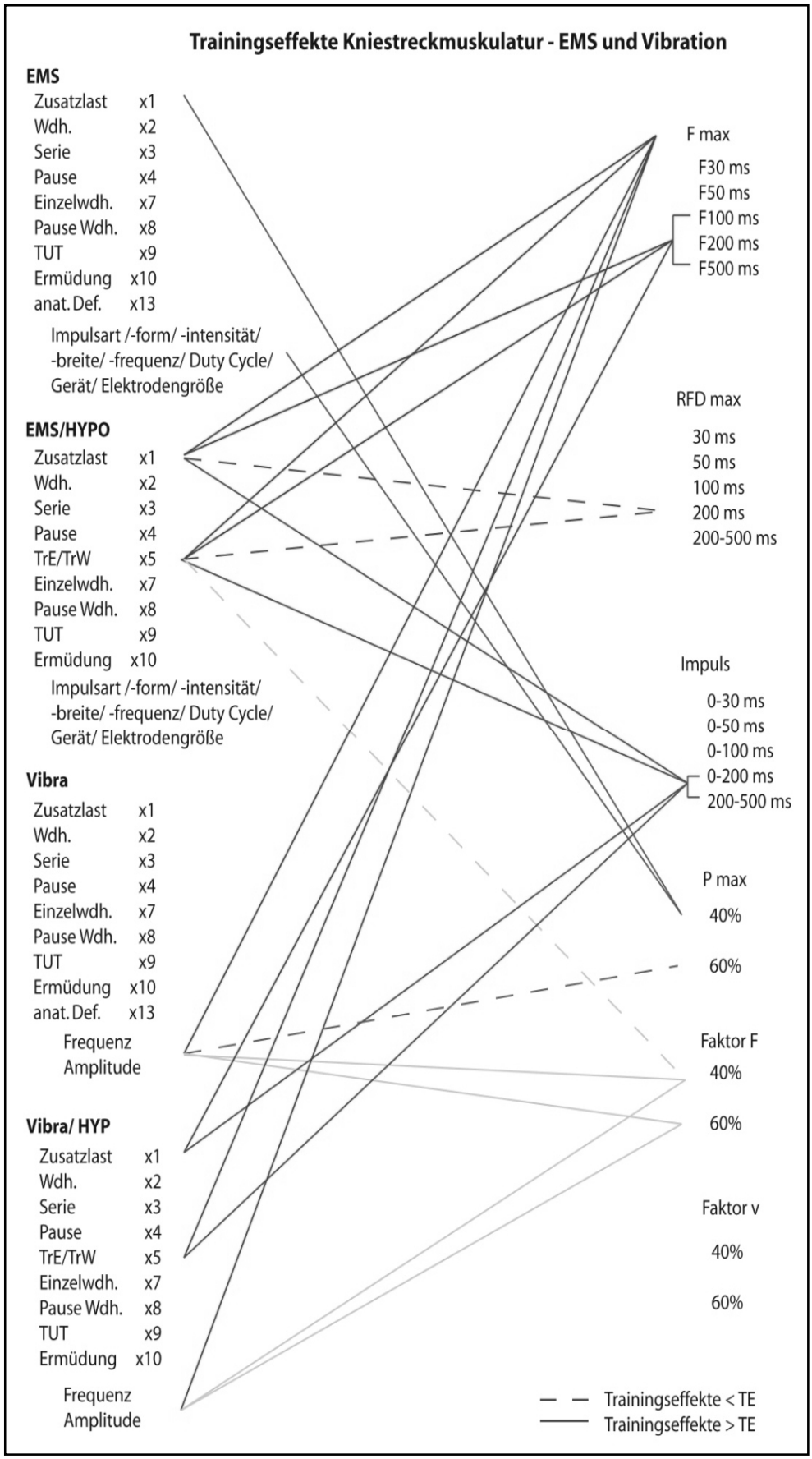


Abb. 34. Zuordnungen von Trainingsreizen zu ermittelten Trainingseffekten (Kniestreckmuskulatur EMS und Vibration)

5.2.2 Isometrische und isoinertiale Parameter (Kniebeugemuskulatur)

Im Folgenden werden die muskelspezifischen Trainingseffekte der Kniebeugemuskulatur in isometrische und isoinertiale Parameter unterteilt und vorgestellt.

Isometrische Parameter

Innerhalb der isometrischen Kraftdiagnostik ließen sich für die F_{max} für die gemischte Gruppe Vibration/Hypertrophie (Tab. 82), die EMS-Gruppe (Tab. 83) und die Gruppen Hypertrophie und Maximalkraft (Tab. 84) signifikante Verbesserungen feststellen. In allen Gruppen waren die Veränderungen im Kurz- und im Langzeiteffekt signifikant (gemischte Gruppe Vibration/Hypertrophie +7 und +9 %; EMS-Gruppe +9 und +8 %; Hypertrophie +16 und +16 %; Maximalkraft +10 und +7 %). Die jeweils siebenprozentigen Verbesserungen der gemischten Gruppe Vibration/Hypertrophie sowie der Maximalkraftgruppe verblieben unterhalb des TE von 99 N (siehe Tab. 37).

Tab. 82. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniebeugemuskulatur): F_{max} und F zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %

		Vib			Vib/Hyp			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Curl Isometrie	Fmax				7%	9%		16%	16%	
	F30									
	F50									
	F100									
	F200									
	F500				8%	8%		20%	18%	
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest										

Tab. 83. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniebeugemuskulatur): F_{max} und F zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %

		EMS			EMS/Hyp			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Curl Isometrie	Fmax	9%	8%					16%	16%	
	F30									
	F50									
	F100									
	F200									
	F500	10%	9%					20%	18%	
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest										

Tab. 84. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniebeugemuskulatur): F_{max} und F zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %

		Max			Schnellkraft			Kraftausdauer			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Curl Isometrie	Fmax	10%	7%								16%	16%	
	F30												
	F50												
	F100												
	F200												
	F500	12%	6%	-5%							20%	18%	
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest													

Im Vergleich zu den Trainingseffekten der Kniestreckmuskulatur waren einerseits alle Effekte auch Langzeiteffekte, die auch nach zwei Wochen Regeneration erhalten blieben. Andererseits konnten im Gegensatz zur Kniestreckmuskulatur kaum differenzierte Trainingseffekte im Kraft-Zeit-Kurven-Verlauf der Kniebeugemuskulatur aufgezeigt werden. Lediglich die Trainingsgruppen mit einer gesteigerten F_{max} wiesen auch signifikante Verbesserungen von bis zu +20 % der F zum Zeitpunkt 500 ms im Kurz- und im Langzeiteffekt auf. Abb. 35 bis Abb. 37 stellen die signifikanten Steigerungen der F_{max} in [N] graphisch für die verschiedenen Gruppen zusammen.

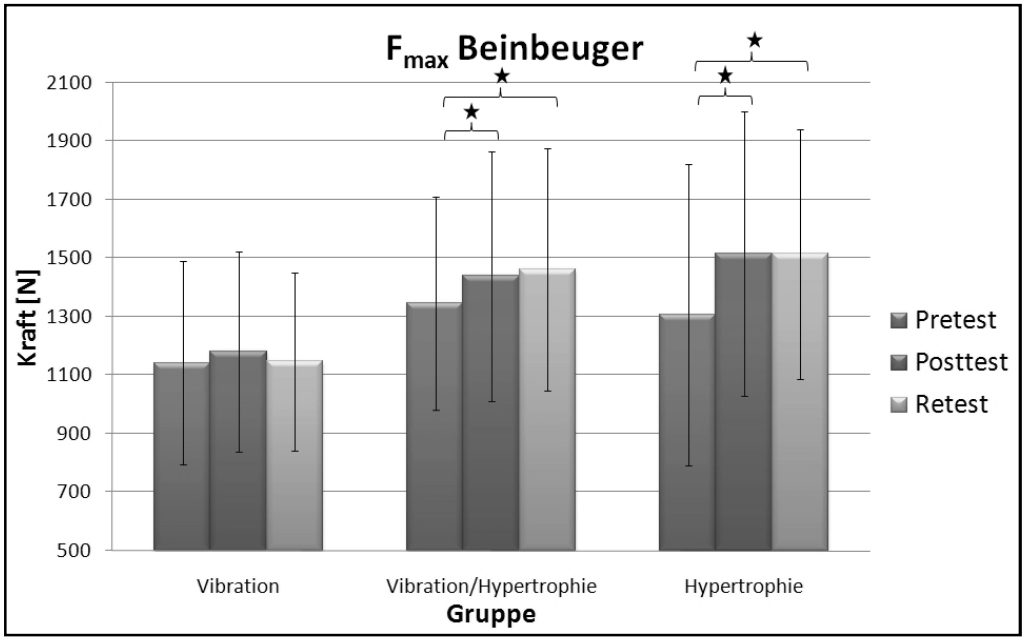


Abb. 35. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniebeugemuskulatur): F_{max} in [N]

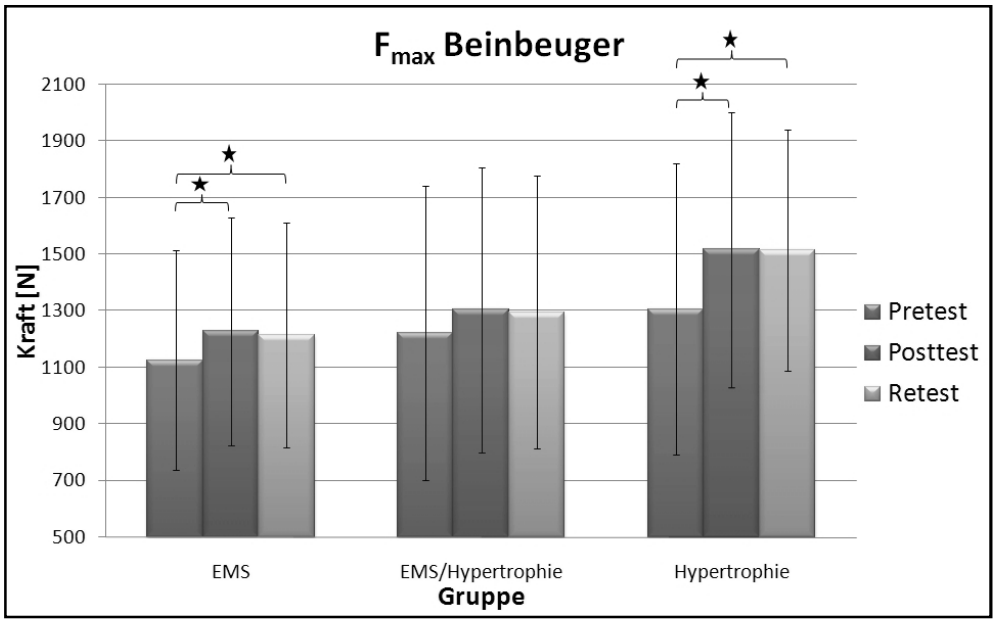


Abb. 36. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniebeugemuskulatur): F_{max} in [N]

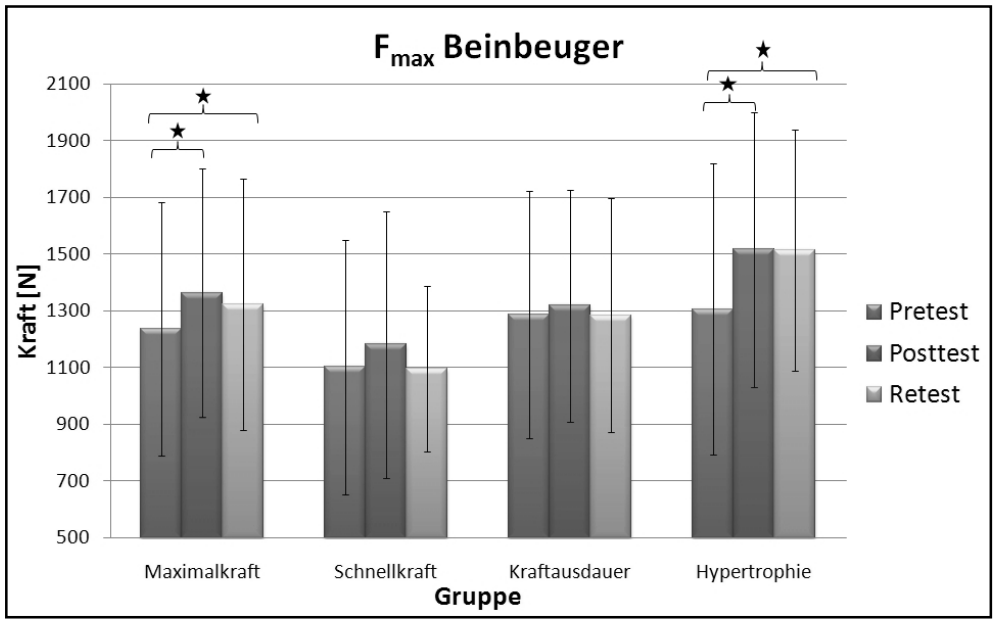


Abb. 37. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniebeugemuskulatur): F_{max} in [N]

Signifikante Steigerungen der RFD blieben bei allen Gruppen aus (Tab. 85 bis Tab. 87). Lediglich die Maximalkraftgruppe zeigte eine signifikante Steigerung des Parameters $RFD_{200 - 500\ ms}$ im Langzeiteffekt (+75 %).

Tab. 85. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniebeugemuskulatur): RFD maximal und zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %

		Vib			Vib/Hyp			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Curl Isometrie	RFDmax		-33%							
	RFD30									
	RFD50									
	RFD100		-46%							
	RFD200									
	RFD200-500									
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest										

Tab. 86. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniebeugemuskulatur): RFD maximal und zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %

		EMS			EMS/Hyp			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Curl Isometrie	RFDmax									
	RFD30									
	RFD50									
	RFD100									
	RFD200									
	RFD200-500									
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest										

Tab. 87. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniebeugemuskulatur): RFD maximal und zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %

		Max			Schnellkraft			Kraftausdauer			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Curl Isometrie	RFDmax		-34%										
	RFD30		-44%										
	RFD50												
	RFD100												
	RFD200												
	RFD200-500		75%										
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest													

Verschlechterungen konnten für die Maximalkraftgruppe ebenfalls festgestellt werden. Sowohl für die RFD_{max} (-34 %) als auch der $RFD_{30\ ms}$ (-44 %) wurden signifikante Abnahmen im Langzeiteffekt verzeichnet. Vergleichbare Abnahmen im Langzeiteffekt der RFD_{max} (-33 %) sowie der $RFD_{100\ ms}$ (-46 %) wurden für die Vibrationsgruppe ermittelt (Abb. 38 bis Abb. 40). Zu beachten ist in diesem Zusammenhang der Vergleich mit den ermittelten TE (siehe Tab. 43).

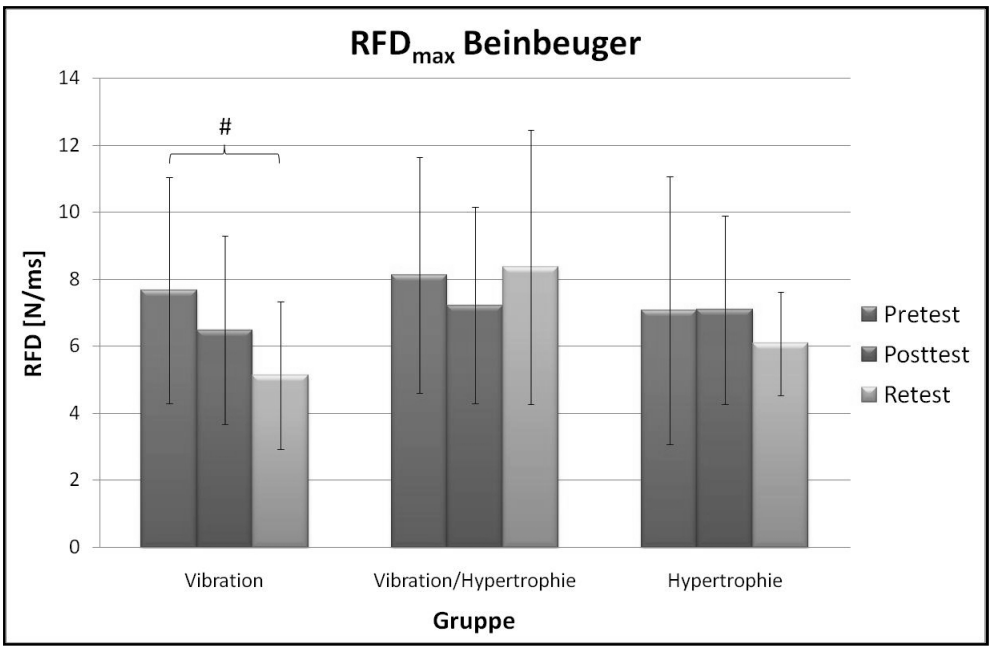


Abb. 38. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniebeugemuskulatur): RFD_{max} in [N/ms]

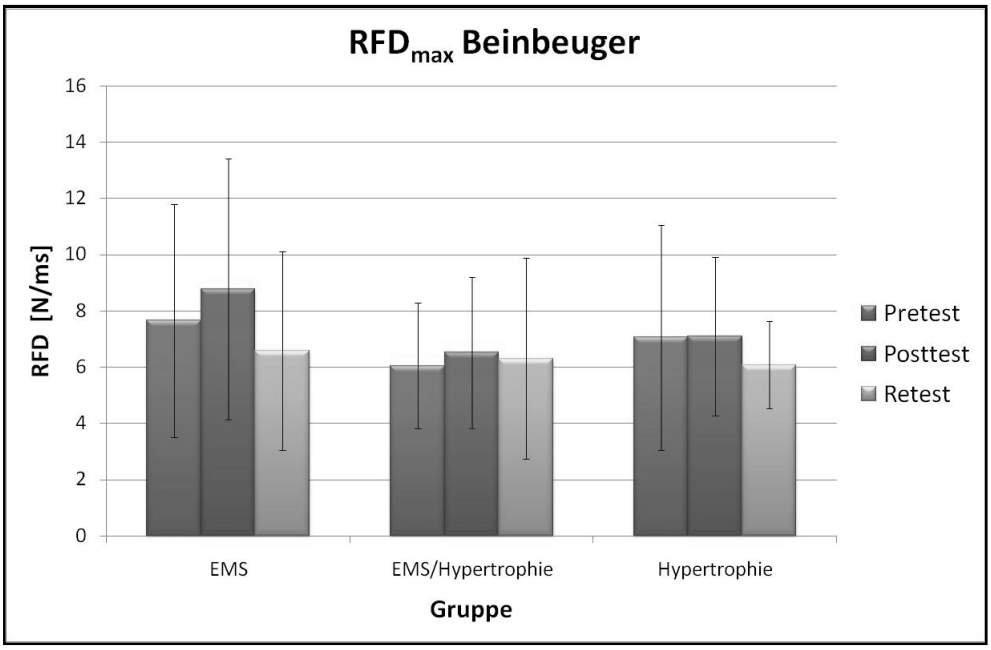


Abb. 39. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniebeugemuskulatur): RFD_{max} in [N/ms]

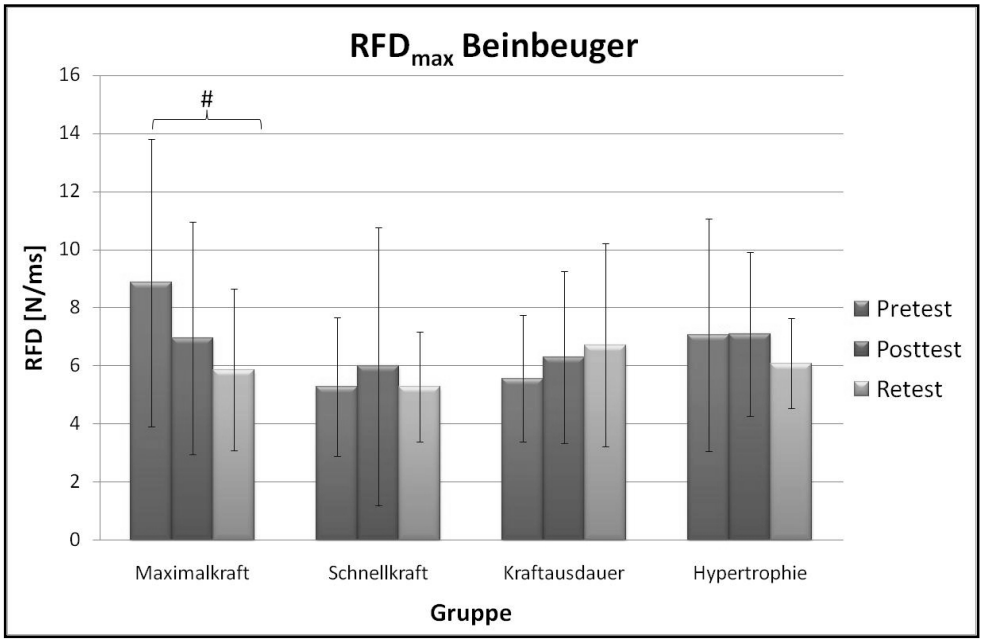


Abb. 40. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniebeugemuskulatur): RFD_{max} in [N/ms]

Signifikante Steigerungen des $Impulses_{200 - 500\ ms}$ waren bei der gemischten Gruppe Vibration/Hypertrophie, der EMS-Gruppe und den Gruppen Hypertrophie und Maximalkraft im Kurzzeiteffekt zu erkennen (Tab. 88 bis Tab. 90). Diese Steigerungen des Impulses spiegelten den zeitlichen Rahmen der Verbesserungen dieser Gruppen bei der $F_{500\ ms}$ in der Kraft-Zeit-Kurve wieder. Darüber hinaus wiesen die gemischte Gruppe Vibration/Hypertrophie sowie die Hypertrophiegruppe einen Langzeiteffekt (Test 1 - 3) in der Verbesserung des $Impulses_{200 - 500\ ms}$ auf. Prozentual fielen die Steigerungen bei der Hypertrophiegruppe höher (Test 1 - 2: +22 % und Test 1 - 3: +18 %) als bei der gemischten Gruppe (Test 1 - 2: +7 % und Test 1 - 3: +8 %) aus. Die Steigerungen der Maximalkraft- und EMS-Gruppe waren unterhalb des TE mit 1216 N*s einzureihen (siehe Tab. 49).

Tab. 88. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniebeugemuskulatur): Impulse zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %

		Vib			Vib/Hyp			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Curl Isometrie	Impuls30									
	Impuls50									
	Impuls100									
	Impuls200									
	Impuls200-500				7%	8%		22%	18%	
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest										

Tab. 89. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniebeugemuskulatur): Impulse zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %

		EMS			EMS/Hyp			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Curl Isometrie	Impuls30									
	Impuls50									
	Impuls100									
	Impuls200									
	Impuls200-500	11%						22%	18%	
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest										

Tab. 90. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniebeugemuskulatur): Impulse zu verschiedenen Zeitpunkten [ms] in %

		Max			Schnellkraft			Kraftausdauer			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Curl Isometrie	Impuls30												
	Impuls50												
	Impuls100												
	Impuls200												
	Impuls200-500	9%									22%	18%	
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest													

Isoinertiale Parameter

Im Gegensatz zur Kniestreckmuskulatur zeigte die Kniebeugemuskulatur differenzierte Trainingseffekte je nach Methode bei den isoinertialen Parametern.

Bei der *isoinertialen Diagnostik mit 40 % Zusatzlast* ließen sich signifikante Verbesserungen der P_{max} bei allen Krafttrainingsgruppen an Maschinen außer der Kraftausdauergruppe feststellen (Tab. 93). Diese Effekte waren direkt nach dem Training und nach zwei Wochen Regenerationszeit im Vergleich zum Pretest nachzuweisen (Hypertrophie +18 und +18 %; Schnellkraft +22 und +12 %; Maximalkraft +16 und +14 %). Ausschließlich Langzeiteffekte nach zweiwöchiger Regeration zeigten die Gruppen, die mit elektrischer Stimulation trainiert hatten (EMS +30 %; EMS/Hypertrophie +12 %) (Tab. 92). Die Vibrationsgruppe zeigte keine signifikanten Veränderungen. Lediglich die Vibrations- in Verbindung mit der Hypertrophiemethode konnte eine signifikante Steigerung von +5 % im Kurz- und im Langzeiteffekt erreichen (Tab. 91).

Tab. 91. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniebeugemuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 40 % Zusatzlast in %

		Vib			Vib/Hyp			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Curl Dynamik 40%	Zusatzlast	4%								
	Fmaxdyn				9%			12%		
	vmaxdyn									
	Pmax				5%	5%		18%	18%	
	Ftpmax				11%	11%			10%	
	vtpmax									
	RFDmax									
	RvDmax									
	RPDmax									
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest										

Tab. 92. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniebeugemuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 40 % Zusatzlast in %

		EMS			EMS/Hyp			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Curl Dynamik 40%	Zusatzlast				8%	6%				
	Fmaxdyn				9%			12%		
	vmaxdyn	19%	21%			10%				
	Pmax		29%			12%		18%	18%	
	Ftpmax								10%	
	vtpmax		22%							
	RFDmax									
	RvDmax									
	RPDmax									
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest										

Tab. 93. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniebeugemuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 40 % Zusatzlast in %

		Max			Schnellkraft			Kraftausdauer			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Curl Dynamik 40%	Zusatzlast	9%	9%										
	Fmaxdyn	10%	10%		15%						12%		
	vmaxdyn				10%	13%							
	Pmax	16%	14%		22%	12%					18%	18%	
	Ftpmax											10%	
	vtpmax					12%							
	RFDmax												
	RvDmax												
	RPDmax												
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest													

Bei der Betrachtung der einzelnen Faktoren von P_{max} weist der sehr hohe Zugewinn von P_{max} (+30 %) im Langzeiteffekt innerhalb der EMS-Gruppe einen wesentlichen Befund auf. Diese Zunahme war ausschließlich durch eine signifikante Verbesserung der

Geschwindigkeit v_{maxdyn} (+21 %) und v_{tPmax} (+22 %) zu begründen (Tab. 92 und Abb. 42). Für die Kniebeugemuskulatur konnte weiterhin festgestellt werden, dass die Schnellkraftgruppe und die gemischte Gruppe EMS/Hypertrophie die Leistungssteigerung P_{max} durch beide Faktoren (F und v) erfuhr (Abb. 42 und Abb. 43). Dabei zeigte die Schnellkraftgruppe für F_{maxdyn} (+15 %) Kurzzeiteffekte und für v_{maxdyn} (+10 und +13 %) sowohl Kurz- als auch Langzeiteffekte. Die gemischte Gruppe EMS/Hypertrophie erlangte für F_{maxdyn} (+9 %) Kurzzeit- und für v_{maxdyn} (+10 %) Langzeiteffekte. Auffällig war, dass diese Gruppe damit die Effekte ihrer beiden Trainingsstimuli (elektrisch und mechanisch) widerspiegelte. In die Beurteilung der Ergebnisse sollte jedoch auch der Vergleich mit den jeweiligen TE einfließen (siehe Tab. 55). Die Maximalkraft- und die Hypertrophiegruppe steigerten ihre P_{max} signifikant ausschließlich über die Kraft F_{maxdyn} und F_{tPmax} von Test 1 - 2 (+10 und +12 %) und von Test 1 - 3 (+10 und +10 %). Dies traf ebenfalls für die gemischte Gruppe Vibration/Hypertrophie zu, die F_{tpmax} jeweils um +11 % im Kurz- und Langzeiteffekt und die F_{maxdyn} um +9 % im Kurzzeiteffekt steigerte. Die daraus resultierende Steigerung der P_{max} ist jedoch geringer als der TE mit 79 W ausgefallen (siehe Tab. 55). Bei der Vibrationsgruppe sind keine signifikanten Veränderungen zu erkennen (Tab. 91 und Abb. 41).

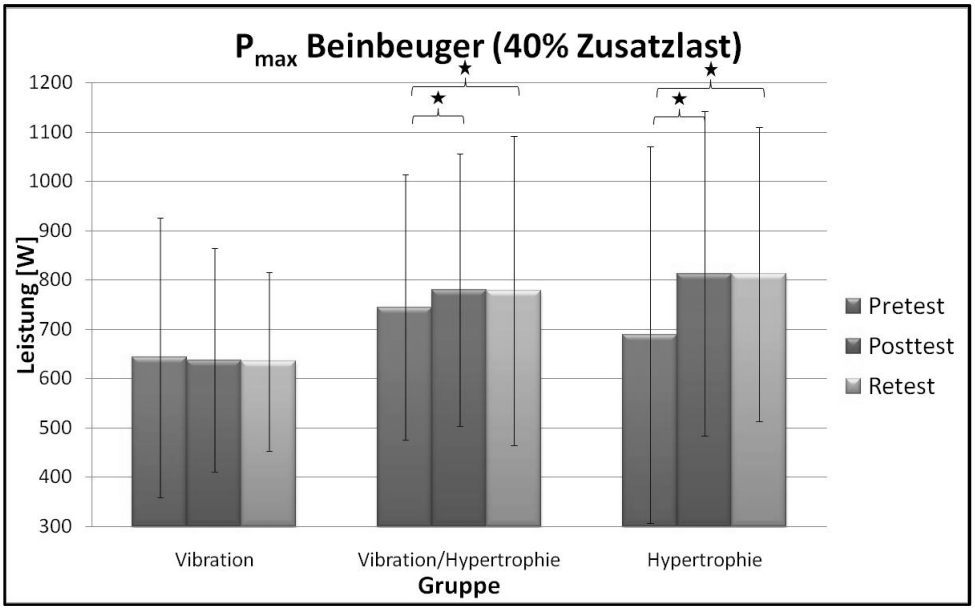


Abb. 41. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniebeugemuskulatur): P_{max} in [W] bei 40 % Zusatzlast

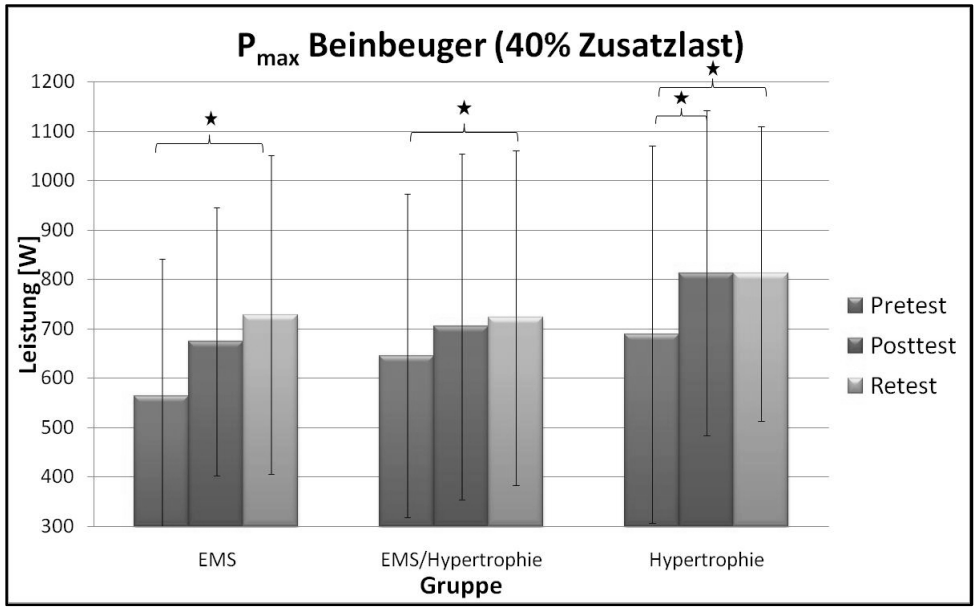


Abb. 42. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniebeugemuskulatur): P_{max} in [W] bei 40 % Zusatzlast

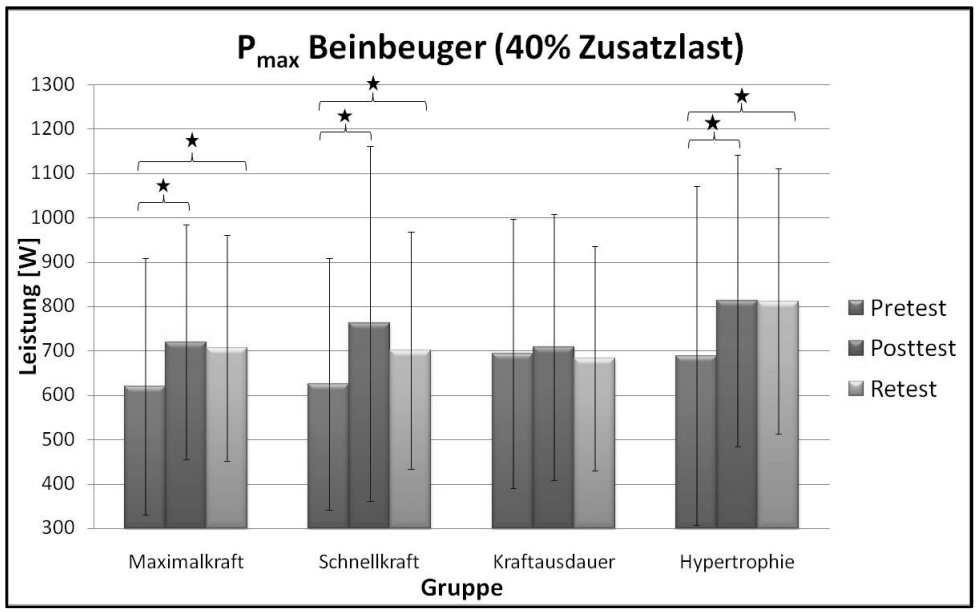


Abb. 43. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniebeugemuskulatur): P_{max} in [W] bei 40 % Zusatzlast

Bei der *isoinertialen Diagnostik mit 60 % Zusatzlast* zeigte die Maximalkraftgruppe ihre spezifischen Trainingseffekte in einer signifikanten Steigerung von P_{max} im Kurz- und im Langzeiteffekt (+12 und +14 %) (Tab. 96 und Abb. 45). Als Trainingsgruppe mit dem höchsten Zusatzgewicht im Training (90 % 1-RM) spiegelte sich ihr Trainingsdesign in diesem Effekt wider, da sie als einzige Trainingsgruppe bei dieser hohen Zusatzlast die

Leistung P_{max} steigern konnte. So leistete z.B. die Hypertrophiegruppe mit einer Zusatzlast von 60 % 1-RM nur einen Transfer auf P_{max} in der isoinertialen Diagnostik bei 40 % Zusatzlast. Die signifikante Steigerung von P_{max} erfolgte in der Maximalkraftgruppe dabei ausschließlich über die Kraft. F_{maxdyn} verbesserte sich von Test 1 - 2 und von Test 1 - 3 um jeweils +9 %. Die Hypertrophie-, die Schnellkraftgruppe und die gemischte Gruppe EMS/Hypertrophie (Tab. 95 und Abb. 44) erhöhten ebenfalls die Kraft sowohl im Kurzzeit- als auch im Langzeiteffekt (< +11 %). Sie konnten jedoch, wie bereits erörtert, keinen Transfer in eine Leistungssteigerung der P_{max} vollziehen. Der Transfer der Maximalkraftgruppe lag allerdings unterhalb des TE von 104 W (siehe Tab. 61). Die Trainingsgruppen mit Vibration zeigten keine signifikanten Veränderungen (Tab. 94).

Tab. 94. Trainingseffekte des Vibrationstrainings (Kniebeugemuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 60 % Zusatzlast in %

		Vib			Vib/Hyp			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Curl Dynamik 60%	Zusatzlast	4%			7%	4%		9%	7%	
	Fmaxdyn							11%	8%	
	vmaxdyn									
	Pmax									
	Ftpmax									
	vtpmax									
	RFDmax									
	RvDmax									
	RPDmax						79%			

1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest

Tab. 95. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniebeugemuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 60 % Zusatzlast in %

		EMS			EMS/Hyp			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Curl Dynamik 60%	Zusatzlast				9%	7%		9%	7%	
	Fmaxdyn				9%	8%		11%	8%	
	vmaxdyn									
	Pmax									
	Ftpmax				9%					
	vtpmax									
	RFDmax	62%								
	RvDmax									
	RPDmax									

1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest

Tab. 96. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniebeugemuskulatur): P_{max} mit den Faktoren F und v bei 60 % Zusatzlast in %

		Max			Schnellkraft			Kraftausdauer			Hyp		
		1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3	1-2	1-3	2-3
Leg Curl Dynamik 60%	Zusatzlast	9%	10%						-7%		9%	7%	
	Fmaxdyn	9%	9%		6%	-3%					11%	8%	
	vmaxdyn												
	Pmax	12%	14%										
	Ftpmax												
	vtpmax												
	RFDmax												
	RvDmax						82%						
	RPDmax						104%						
1-2: Pre- <--> Posttest ; 1-3: Pre <--> Retest; 2-3: Post <--> Retest													

Bezüglich der Parameter RFD_{max}, RvD_{max}, RPD_{max} wies die EMS-Gruppe eine signifikante Verbesserung der RFD_{max} im Kurzzeiteffekt auf (+62 %). Nach zweiwöchiger Regeneration verbesserte die Schnellkraftgruppe RvD_{max} (+ 82 %) und RPD_{max} (+104 %) signifikant. Die gemischte Vibration/Hypertrophiegruppe steigerte die RPD_{max} (+79 %) signifikant.

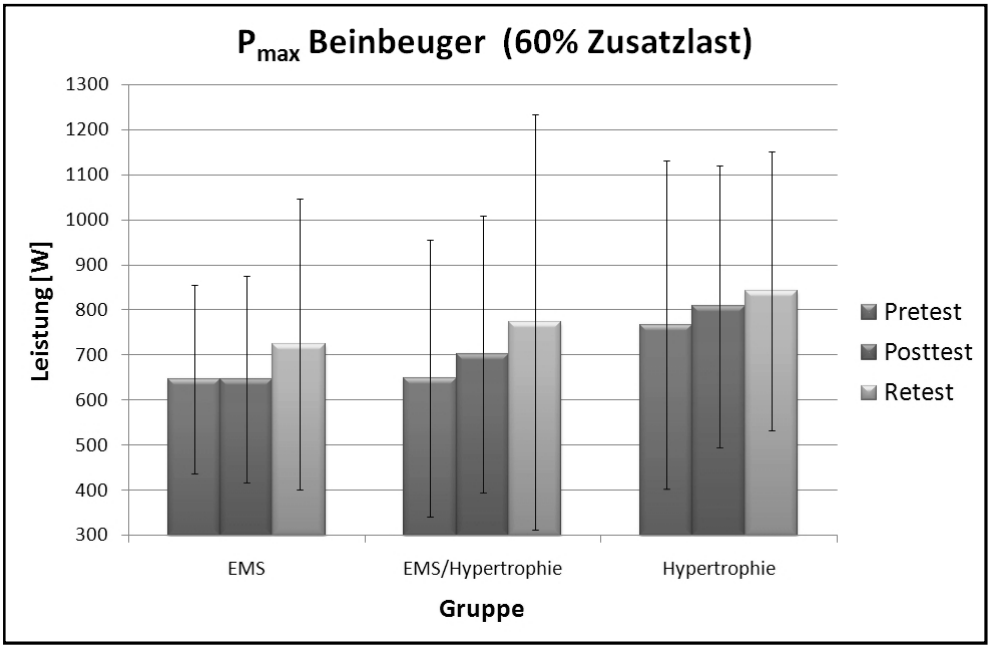


Abb. 44. Trainingseffekte des EMS-Trainings (Kniebeugemuskulatur): P_{max} in [W] bei 60 % Zusatzlast

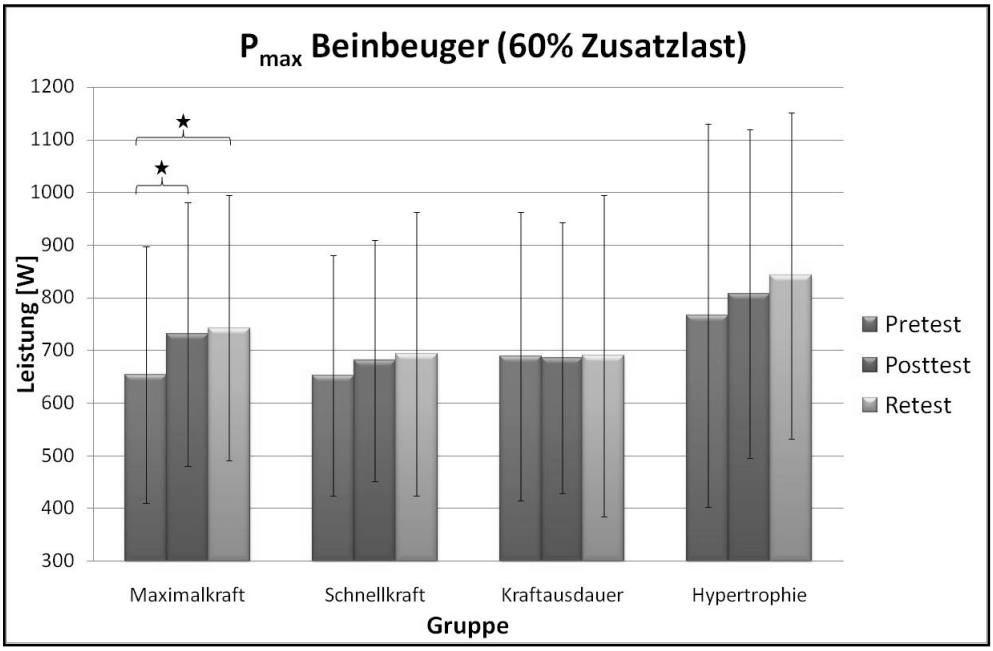


Abb. 45. Trainingseffekte des Krafttrainings an Maschinen (Kniebeugemuskulatur): P_{max} in [W] bei 60 % Zusatzlast

Zusammenfassend war festzustellen, dass die Kniebeugemuskulatur in ihrer muskelspezifischen Ausprägung differenzierte Trainingseffekte innerhalb der isoinertiale Parameter zeigte. Die Krafttrainingsgruppen an Maschinen steigerten die P_{max} hauptsächlich über die Kraft mit einer überschwelligen Zusatzlast im Training im Vergleich zur Diagnostik. EMS steigerte die P_{max} am deutlichsten und dies ausschließlich signifikant über die Geschwindigkeit. Besonders erschien zudem der Trainingseffekt nach EMS im Langzeiteffekt. Die Vibrationsgruppen kennzeichnete eine Steigerung der Kraft ohne Übertrag in eine gesteigerte P_{max}. Die isometrischen Parameter folgen scheinbar keiner methodenspezifischen Zuordnung. Mögliche explizite Zuordnungen werden in Abb. 46 und Abb. 47 dargestellt. Die Vorgehensweise entspricht dabei Abb. 33 und Abb. 34.

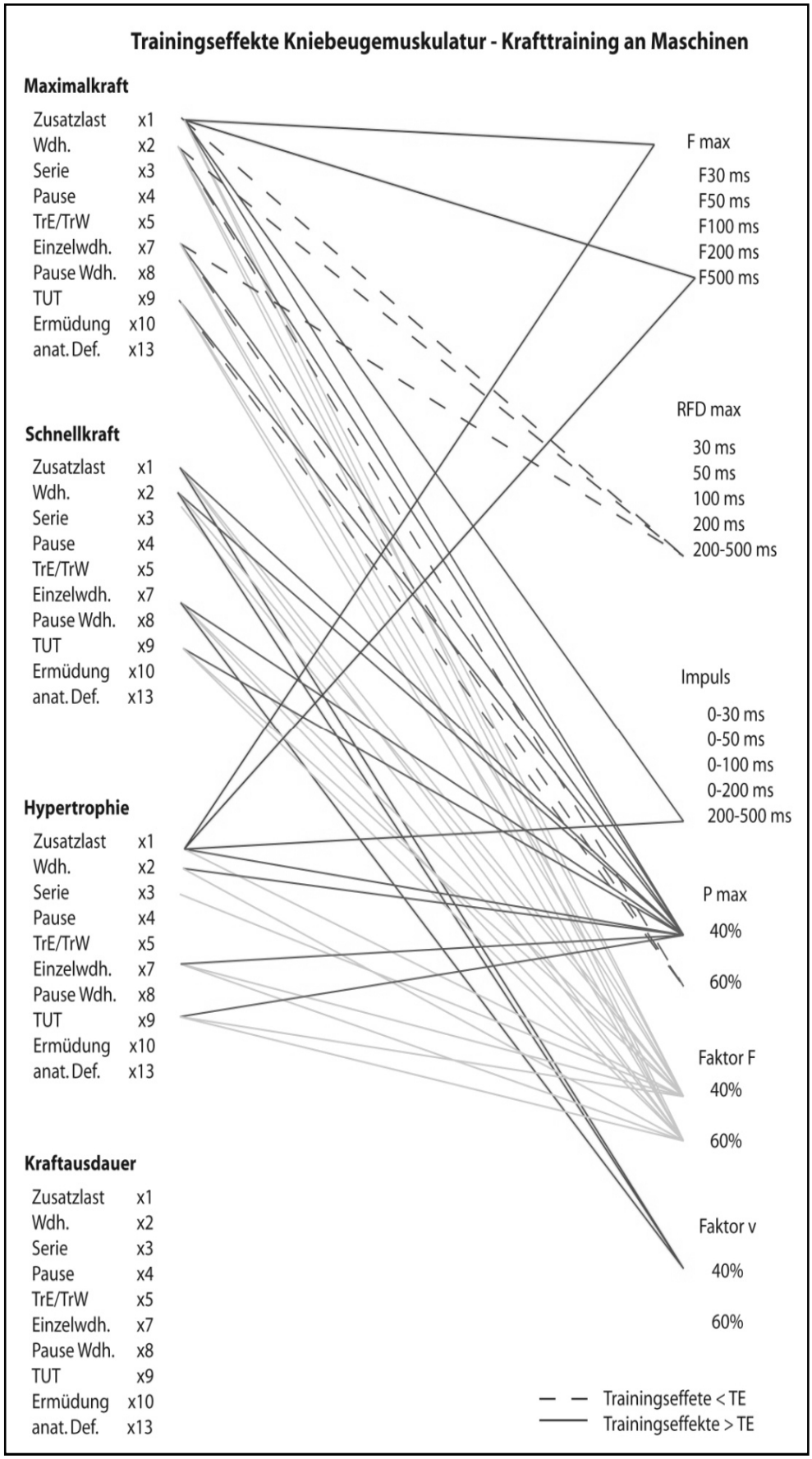


Abb. 46. Zuordnungen von Trainingsreizen zu ermittelten Trainingseffekten (Kniebeugemuskulatur Krafttraining an Maschinen)

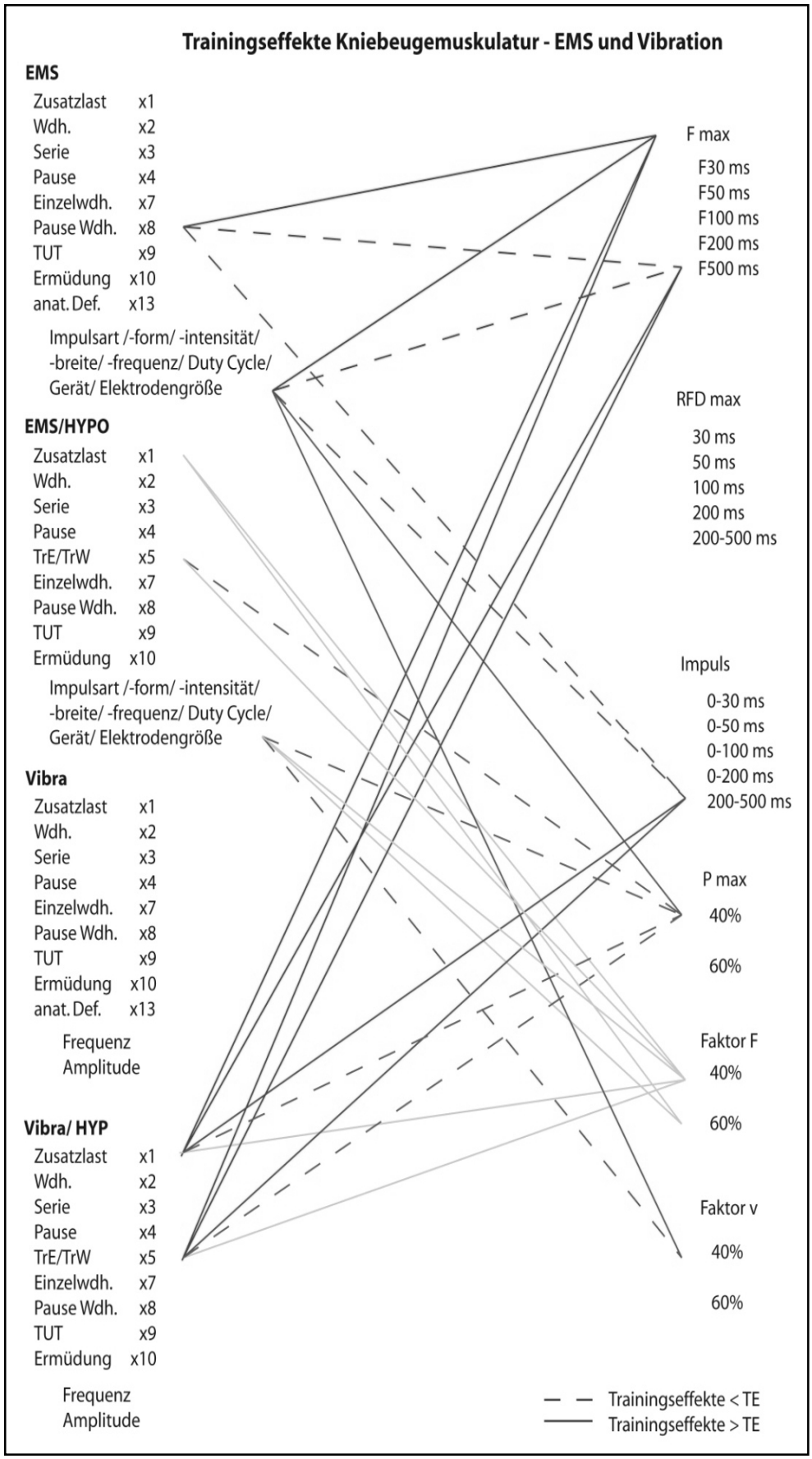


Abb. 47. Zuordnungen von Trainingsreizen zu ermittelten Trainingseffekten (Kniebeugemuskulatur EMS und Vibration)

5.3 Diskussion

Trotz der langjährigen Forschung zum Krafttraining ist festzustellen, dass kausale Verbindungen zwischen Trainingsreizen und -effekten bei Krafttraining an Maschinen aber insbesondere auch bei Verfahren der EMS und der Vibration unklar verbleiben. Kinematische und kinetische Kenngrößen des Krafttrainings vor allem im Mehrsatztraining sind weitgehend unerforscht (siehe Kapitel 2.2). Erweiterte Trainingsreize zur expliziten Beschreibung von Interventionen, die über die Beschreibung der Zusatzlast, der Wiederholungs-, der Serienzahl, der Pausenzeit, der Trainingshäufigkeit und der -periode hinausgehen, werden in einer systematischen Evaluation gefordert (Crewther et al., 2005; Kraemer et al., 2006; Toigo & Boutellier, 2006; Abernethy & Wilson, 2000). Die Zielsetzung dieser empirischen Studie war dementsprechend, Trainingseffekte auf umfassend definierte Trainingsreize verschiedener Krafttrainingsmethoden systematisch durch reliabilitätsgeprüfte Parameter zu evaluieren. So wurden nach der Reliabilitätsprüfung Trainingseffekte durch verschiedene Kraftinterventionen auf isometrische Parameter wie die F, die RFD, der Impuls und auf isoinertiale Parameter wie die P_{max}, die F und die v der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur über einen Zeitraum von 7 Wochen (2 Einheiten/Woche) experimentell geprüft.

Nachfolgend sollen die Evaluationsergebnisse der einzelnen Interventionen diskutiert werden. Im Vordergrund stehen die aus dem Forschungsstand mechanischer und elektrischer Trainingsreize (Kapitel 2.2.4) und -effekte (Kapitel 2.2.5) abgeleiteten Hauptfragestellungen (siehe Kapitel 3.2). So werden zunächst die evaluierten Zuordnungen auf Grundlage bestehender Studien erörtert (Hauptfragestellung 11, Nebenfragestellung 15 bis 18), um abschließend in der Methodenkritik zu diskutieren, ob die erweiterten mechano-biologischen Trainingsreize nach Toigo und Boutellier (2006) eine hinreichende Standardisierung von Trainingsinhalten zur systematischen Zuordnung von methodenspezifischen Trainingseffekten bieten (Hauptfragestellung 12) und die Ergänzungen mechanischer und elektrischer Reize für die Methoden WBV und GK-EMS ausreichend sind (Hauptfragestellung 13).
Die Schwerpunktsetzung erfolgt zunächst nach den beiden angewandten diagnostischen Verfahren. Der Diskussionsrahmen wird durch das Probandenkollektiv und die verwendete Messtechnik gesetzt.

Isometrische Trainingseffekte

Innerhalb der isometrischen Diagnostik präsentiert die Hypertrophiegruppe hinsichtlich der Basisfähigkeit F_{max} die deutlichsten Trainingseffekte und bekräftigt damit ihren Status als Grundlagentrainingsform. Des Weiteren findet der sog. „goldene Standard" nach Westcott et al. (2001) mit einer Bewegungsgeschwindigkeit von 2 kon - 1 iso - 4 exz Bestätigung.

Es sind in dieser Trainingsgruppe signifikante Verbesserungen der Kniebeuge- (+16 %) und der Kniestreckmuskulatur (+13 %) festzustellen. Gesteigerte Maximalkraftwerte nach Krafttraining an Maschinen weisen u.a. Keeler et al. (2001) und Westcott et al. (2001) in ihren Studien nach. Bei einem vergleichbaren Trainingsdesign fallen die Effekte bei den Untersuchungen von Keeler et al. (2001) jedoch größer aus (Kniestreck- +56 % und Kniebeugemuskulatur +40 %). Ein Grund für die unterschiedlich ausgeprägten Trainingseffekte ist in den unterschiedlichen Trainingszuständen der Gruppen zu finden. So wurde bei den Untersuchungen von Keeler et al. (2001) das Training an untrainierten Probanden durchgeführt, während in der vorliegenden Studie ausschließlich krafttrainingserfahrene Sportstudenten untersucht wurden. Bei einem mittleren Leistungsniveau mit Krafttrainingserfahrung kann eine Steigerung von bis zu 4 bis 5 % der F_{max} pro Woche bei der Kniestreck- und der Kniebeugemuskulatur auftreten (Hollmann et al., 2009), in deren Bereichen sich die Anpassungen dieser Studie einordnen lassen.

Bei einer muskelspezifischen Betrachtung der isometrischen Ergebnisse des Krafttrainings an Maschinen ist auffällig, dass die Steigerungen der F_{max} an der Kniestreckmuskulatur scheinbar unabhängig von den methodenspezifischen Trainingsreizen ausfallen. Alle Gruppen bewegen sich in einer Steigerung von 11 bis 14 % der F_{max} in optimaler Winkelposition (120°). So wird zunächst die in der Literatur angegebene weite Spannbreite methodenunspezifischer Trainingseffekte bestätigt (siehe Kapitel 2.2.5).

Im Rückschluss auf eine alleinige Betrachtung der Maximalkraftwerte an der Kniestreckmuskulatur bedeutet dies für die Hauptfragestellung 11, Trainingsgrößen wie die Zusatzlast, die Serienanzahl, Wiederholungsanzahl, die Pausenzeit, die Kontraktionsformen, die Bewegungsausführung und die TUT sind nicht entscheidend für den Aus-

prägungsgrad der F_{max}-Effekte. Die geforderte detaillierte Reizdefinition scheint für eine Differenzierung des Trainingsreizes nicht ausreichend bzw. nicht notwendig.

Denn die Schnellkraftgruppe steigert sich z.B. vom Pre- zum Posttest um 14 %, die Hypertrophiegruppe um 13 %. Im Vergleich der Trainingsausführung weisen beide Gruppen ähnliche Zusatzlasten von 50 und 60 % des 1-RM auf. Deutliche Unterschiede bestehen aber bezüglich der Wiederholungszahl (6 zu 10), der Kontraktionsformen (kon 0,1 - ios 0,5 - exz 1 - iso 0 zu kon 2 - ios 0,5 - exz 4 - iso 0,5), der Bewegungsausführung (ballistisch zu nicht ballistisch) und der TUT (28,8 zu 210 s). Werden die Maximalkraft- (11 %) und die Kraftausdauergruppe (13 %) in diesen Vergleich mit einbezogen, ist auch die Zusatzlast auf eine Spannbreite von 30 bis 90 % und die Wiederholungszahl auf eine Spannbreite von 3 bis 15 Wdh. zu erweitern (Lyttle et al., 1996; Harris et al., 2000; Moss et al., 1997; Schmidtbleicher & Buehrle, 1987; Stone & Coulter, 1994; Taaffe et al., 1996; Chestnut & Docherty, 1999). So führen verschiedene kinetische und kinematische Kombinationen der unterschiedlichen Trainingsgruppen zu einem vergleichbaren Trainingseffekt der Kniestreckmuskulatur.

Die Hypertrophie- und Kraftausdauergruppe mit mittleren bis leichten Zusatzlasten erreichen demnach ihre gesteigerten Maximalkraftwerte über die lange TUT, der non-ballistischen, hoch kontraktilen Ausführung und der verlängerten exzentrischen Kontraktionsphase. So fassen Crewther et al. (2005) in ihrem Review zusammen, dass die TUT in Verbindung mit der bewegten Zusatzlast als ein entscheidender Faktor für muskuläre Anpassungen gesehen werden kann und „super slow“ Trainingsformen zunehmend in das Interessenfeld zur Steigerung der F_{max} treten. Den Muskel in allen Winkelbereichen während des Trainings an das Limit zu bringen, sehen auch Kulig et al. (1984) als ein wesentliches Mittel an, einen überschwelligen Trainingsreiz zu setzen. Die Reduktion und Konstanz des Bewegungstempos und vor allem der Ausschluss ballistischer Bewegung sollen zu einer größeren kontraktilen Kontribution führen. Sowohl die Speicherung von Energie im Rebound der Umkehrphase als auch die kurzzeitige Reduktion der Spannung der Muskulatur durch ein beschleunigtes Trainingsgewicht in einer ballistischen Ausführung wird unterbunden (Crewther et al., 2005). Die TUT und die non-ballistische Ausführung können jedoch auch nicht als alleinige kritische Stimuli gesehen werden. Die exzentrische Phase von 4 s im Trainingsdesign beider Gruppen ist ebenfalls zu beachten. Exzentrischen Trainingsphasen werden eine erhöhte Muskel-

spannung zu gesprochen, die bei submaximaler Belastung zu größerem Muskelschaden führt, und eine Rekrutierung insbesondere hochschwelliger motorischer Einheiten (Deschenes & Kraemer, 2002; Behm, 1995). Gegenüber konzentrischen Ausführungen werden bei gleicher Muskelspannung weniger motorische Einheiten aktiviert und ein geringerer metabolischer Aufwand benötigt (Carey Smith & Rutherford, 1995). So sollte eine verlangsamte exzentrische Phase dieses Potential ausschöpfen und zu einem intensiven überschwelligen Anpassungsreiz der F_{max} führen.

Die Maximalkraft- und die Schnellkraftgruppe weisen dem entgegengesetzt eine wesentlich geringere TUT im Trainingsdesign auf. So müssen bei der Maximalkraftgruppe die hohe Zusatzlast und die ballistische Bewegungsausführung entscheidend für die Steigerung der Maximalkraftwerte sein. Je höher die Zusatzlast gewählt wird, umso höher fällt die muskuläre Spannung aus und Muskelfasern, insbesondere großer motorischer Einheiten können aktiviert werden (Hollmann et al., 2009). Die Effekte von Maximalkrafttraining auf die intramuskuläre Koordination sind hinlänglich bekannt. Bei der Schnellkraftgruppe fällt hingegen die hohe Zusatzlast als Trainingsreiz weg. Daher müssen aus kinetischer und kinematischer Sicht die schnelle ballistische Bewegungsausführung (Newton et al., 1997; Herzog, 2000; Cronin et al., 2001; Stone et al., 2003) und damit eine hohe koordinative Anforderung entscheidend für die Steigerung der F_{max} sein. So werden spezifische Trainingseffekte von „light-load/high-velocitiy"-Training mit Veränderungen der Motorik verbunden, wie z.B. der Reflexhemmung (Golgi-Sehnen-Organe) und -bahnung (Muskelspindeln), der Koaktivierung der Antagonisten und Synergisten während der Bewegung (Crewther et al., 2005). Zusätzliches Augenmerk sollte jedoch auch auf die konzentrische und exzentrische Phase sowohl im Schnellkraft- als auch im Maximalkrafttrainingsdesign gelegt werden. So ist einerseits die TUT insgesamt geringer als bei der Hypertrophie- oder Kraftausdauergruppe, die ballistische Bewegung verkürzt die konzentrische TUT (0,1 und 0,2 s) durch die Beschleunigung der Zusatzlast erheblich. Andererseits werden hohe exzentrische Kräfte durch das Auffangen und verzögerte Absenken des Gewichtes in der exzentrischen Phase auftreten. Insbesondere für die Schnellkraft bedeutet dies, dass diese ballistische Bewegung eine alternative Strategie darzustellen scheint, mit leichten Gewichten vergleichbare (14 % im Posttest) und nachhaltige (7 % im Retest) Steigerungen der F_{max} zu erhalten. So kann die These aus dem Review von Crewther et al. (2005), dass eine

ballistische Durchführung mit leichten Lasten einen alternativen mechanischen Reiz für Trainingsformen mit schweren Lasten darstellt, für die Kniestreckmuskulatur nach der vorliegenden systematischen Anwendung bestätigt werden. Newton et al. (1997) ist dagegen zu widersprechen, die diesem Trainingsdesign durch die Nutzung von Reflexpotential ausschließlich zu frühen Phasen der Kraft-Zeit-Kurve Effekte zu sprechen.

Im Gegensatz dazu ist für die Kniebeugemuskulatur zu konstatieren, dass nur die kinetische und kinematische Kombination der Maximalkraft- und Hypertrophiegruppe zu einer signifikanten Verbesserung der Maximalkraftwerte führt. Alternative Strategien, wie „super slow" Trainingsdesigns (Kraftausdauer) oder ballistische mit leichter Zusatzlast, scheinen für diese Muskelgruppen keinen ausreichenden mechanischen Reiz für eine Steigerung der F_{max} zu bieten. Auf die Gründe für die muskelspezifische Ausprägung wird nachfolgend noch eingegangen.

Die Trainingsreize der EMS-Gruppe, die für die vorliegende Studie aus den bestehenden GK-EMS Interventionen abgeleitet worden sind, bieten ebenfalls einen positiven Stimulus für neuromuskuläre Verbesserungen hinsichtlich der F_{max} (Nebenfragestellung 15). Sie führen muskelspezifisch zu einer der wenigen signifikanten Effekte der Kniebeugemuskulatur (+9 %).
Die prozentuale Steigerung liegt dabei unter dem durchschnittlichen Zuwachs der F_{max} der unteren Extremitäten von +48 % einer isometrischen lokalen EMS und von +22 % einer dynamischen lokalen EMS bei trainierten Sportlern (Filipovic, 2009). Ein Vergleich zu den Trainingsreizen zeigt, dass die GK-EMS in der Impulsbreite (350 vs. 266 µs), der Stimulationsfrequenz (80 vs. 57,2 Hz) und der Stimulation von Muskelgruppen (4 vs. 1) höher als die lokalen EMS-Studien liegt. Die Einheiten pro Woche fallen allerdings geringer aus (8 vs. 18) und die Impulshöhe wurde von einem maximal tolerierbaren auf ein 70 %iges individuelles Level heruntergeregelt (siehe Tab. 20, Tab. 21 und Tab. 65). Ob dies die entscheidenden Belastungsunterschiede sind, ist jedoch nicht festzuhalten, da test- und muskelgruppenspezifische Unterschiede zwischen den Studien ebenfalls zu beachten sind. Zudem ist der Transfereffekt von dynamischem Training auf isometrische Diagnostik einzuberechnen (Abernethy & Wilson, 2000). Studien einer isometrischen GK-EMS zeigen Anpassungen der Beinkette von maximal 6 % (F_{maxdyn}). Trotz ei-

ner besseren Trainings- und Testspezifik fallen die Trainingsanpassungen demnach geringer als bei der vorliegenden Studie aus, so dass der dynamischen GK-EMS Reizkonstellation mit geringerer Trainingsintensität eine höhere Effektivität für die Kniebeugemuskulatur zugesprochen werden kann.

Im Vergleich mit der Hypertrophiegruppe sind die Kraftzuwächse der EMS-Gruppe deutlich geringer einzuordnen und nur auf eine Muskelgruppe zu beziehen (+9 vs. +16 %). Dies steht im Einklang mit der Bewertung anderer Studien, wonach sich ein Krafttraining an Maschinen effizienter auf die F_{max} auswirkt als ein EMS-Training (Hortobagyi, Lambert, Tracy & Shinebarger, 1992; Kraemer, 1987; Westing, Seger & Thostensson, 1990). Kreuzer et al. (2006) nutzten im Rahmen ihrer Untersuchung vergleichbare Trainingsreize der GK-EMS, wie sie in der vorliegenden Arbeit verwendet wurden. Sie stellen desgleichen bei der mechanisch trainierenden Gruppe (Hypertrophiedesign) größere Kraftzuwächse als bei der EMS-Gruppe fest. In anderen Studien finden die Autoren eine vergleichbare Effektivität beider Methoden (Currier & Manno, 1983; Kramer et al., 1984). Diese Ergebnisse lassen sich allerdings nur bedingt mit dieser Arbeit vergleichen, da die aufgeführten Studien methodisch anders vorgingen (z.B. meistens nur die Kniestreckmuskulatur isoliert stimulierten). Im Vergleich zu den mechano-biologischen Trainingsreizen der Maximalkraftgruppe (+10 %) ist diese Einschätzung aber durchaus auch für eine GK-EMS zu vermerken.

In der Studie von Kreuzer et al. (2006) erweist sich das kombinierte Training (EMS/Hypertrophie) darüber hinaus als die effektivste Form, um die F_{max} zu steigern. Dieses Resultat kann durch die hier vorliegenden Ergebnisse nicht bestätigt werden (Nebenfragestellung 17). In der vorliegenden Untersuchung steigt die F_{max} für die Kniestreckmuskulatur in der Gruppe EMS/Hypertrophiegruppe signifikant an, wobei die Verbesserung um 8 % vergleichsweise niedrig ausfällt. Bei der Kniebeugemuskulatur liegt kein signifikanter Anstieg für die F_{max} vor. Andere Studien, die mehrere Körpersegmente mit vergleichbaren Stimuli trainierten, weisen auch keine Überlegenheit des kombinierten Trainings gegenüber dem Krafttraining an Maschinen nach (Boeckh-Behrens et al., 2003a; Boeckh-Behrens et al., 2003b). Allerdings gibt es andere Ergebnisse, die diesen Befunden widersprechen (Paillard, 2008). Die Befürworter sehen durchaus Möglichkeiten, das Mischtraining effektiv zur Steigerung der F_{max} zu gestalten. Zur Auswahl stellen sie u.a. andere EMS-spezifischen Trainingsreize, eine höhere

Anzahl der wöchentlichen Trainingseinheiten, eine Intensivierung der einzelnen Trainingseinheiten oder eine andere Kombination mit einer Krafttrainingsmethode an Maschinen zu wählen (z.B. mit einem Maximalkraftdesign).

Zudem sind bei der Vibrationsgruppe bezüglich der F_{max} Trainingseffekte zu erkennen, die jedoch wie in den anderen Trainingsgruppen muskelgruppenspezifisch ausfallen (Nebenfragestellung 16). Für die Kniestreckmuskulatur lässt sich eine signifikante Verbesserung der F_{max} (+6 %) feststellen. Bei der Kniebeugemuskulatur hingegen zeigen sich keine signifikanten Veränderungen. Ein direkter Vergleich der vorliegenden Ergebnisse mit Ergebnissen aus der Literatur ist nur eingeschränkt möglich, da in den unterschiedlichen Untersuchungen mit z.T. sehr verschiedenen Trainingsdesigns (Zusatzlast, unterschiedliche Übungsauswahl, Amplitude, Frequenz etc.) gearbeitet wurde (siehe Tab. 25). Zudem findet sich keine Studie, in der eine Standardisierung der Bewegungsgeschwindigkeit oder des Bewegungsausmaßes (ROM) durchgeführt wurde, obwohl die Standposition als wesentlicher Trainingsreiz in der Weiterleitung von Schwingungen einbezogen werden sollte (Griffin, 1996; Yue & Mester, 2002; Yue et al., 2007). Innerhalb der Studie von Delecluse et al. (2005) ist mit ähnlichen vibrationsspezifischen Trainingsreizen wie in der vorliegenden Untersuchung (2 mm, 35 Hz, Kniebeuge und Ausfallschritt) gearbeitet worden. Es liegen keine Zuwächse der Kniebeuge- oder der Kniestreckmuskulatur vor.

Ein prozentual höher ausfallender Effekt der Kniestreckmuskulatur (+16 %) weisen dagegen Delecluse, Roelants und Verschueren (2003) auf. Der entscheidende Belastungsunterschied zwischen den Studien scheint z.T. in der verwendeten Zusatzlast zu liegen. Zudem besteht das Probandenklientel aus Untrainierten und kann daher nur eingeschränkt mit den krafttrainingserfahrenen Sportstudenten verglichen werden. Dennoch ist das Ausbleiben von signifikanten Verbesserungen hinsichtlich der Kniebeugemuskulatur u.a. darin zu sehen, dass der Trainingsreiz des durchgeführten Vibrationstrainings in der vorliegenden Studie für ein krafttrainingserfahrenes Klientel durch das Fehlen von Zusatzlasten zu niedrig ausfiel. Im Gegensatz hierzu können bei Studien von Goebel (2007) mit Sportstudenten erhebliche Steigerungen der F_{max} nach einem lokalen Vibrationsstimulus auf die Kniebeugemuskulatur (+26,5 %) ermittelt werden. Die Muskulatur wurde während eines Krafttrainings an Maschinen mit lokaler Vibrati-

on stimuliert. Zudem waren die Trainingsgeräte mit denen der Diagnostik identisch. Im Gegensatz dazu wurde in der vorliegenden Studie ohne Zusatzlasten und nicht an den Testgeräten trainiert. Im Training wirkte bei den Kniebeugen ein WBV-Reiz und bei den Ausfallschritten ein lokaler Vibrationsreiz auf die unteren Extremitäten. Diese Trainingsformen haben vorrangig einen Einfluss auf die Muskelkette. Insofern kann das Ausbleiben von signifikanten Verbesserungen am Leg Curl Testgerät auch durch die fehlende Spezifik der Übungen erklärt werden (Kraemer et al., 2006; Harman, 2006; Wilson & Murphy, 1996b).

Hinsichtlich der Basisfähigkeit F_{max} sind in der gemischten Gruppe Vibration/ Hypertrophie vergleichbare Effekte wie bei der klassischen Hypertrophiegruppe festzustellen. Bei der Kniebeuge- und der Kniestreckmuskulatur ist die F_{max} sowohl im Kurzzeit- als auch im Langzeiteffekt signifikant gestiegen (+7 und +9 % bzw. +15 und +14 %). Im Vergleich zur reinen Vibrationsgruppe lässt sich damit die Schlussfolgerung ziehen, dass eine Reduktion des Vibrationsreizes (1 Trainingseinheit pro Woche) sich effektiver auf die F_{max} auswirkt. Die beiden Trainingsformen Vibration und Hypertrophie lassen sich zur Maximalkraftsteigerung sinnvoll kombinieren. Für die Trainingspraxis kann zudem abgeleitet werden, dass die Nachhaltigkeit des Trainingseffektes durch Vibrationstraining im Vergleich zum ausschließlichen Hypertrophietraining für die Kniestreckmuskulatur erhöht werden konnte. Hier wies die Trainingsgruppe Hypertrophie nur im Kurzzeiteffekt eine signifikant gesteigerte F_{max} auf (Nebenfragestellung 17).

Diese zunächst festgestellte Unabhängigkeit der Trainingsreize bezüglich allgemeiner F_{max}-Effekte steht nun des Weiteren im Gegensatz zu einer differenzierteren Betrachtung der Kraft-Zeit-Kurve für die Kniestreckmuskulatur. Hier spielen die erweiterte Beschreibung von Trainingsreizen nach Toigo und Boutellier (2006) eine entscheidende Rolle in der Zuordnung von Trainingseffekten (Hauptfragestellung 11).

Ausschließlich die Probanden der Hypertrophie- und der Kraftausdauergruppe zeigen signifikante Verbesserungen der Kraft an der Leg Extension zu allen gemessenen, aber insbesondere der frühen Zeitpunkten ($F_{30\ ms}$, $F_{50\ ms}$, $F_{100\ ms}$, $F_{200\ ms}$, $F_{500\ ms}$) (siehe Abb. 23).

Aagaard et al. (2002b) stellten in ihrer vierzehnwöchigen Interventionsstudie mit einem progressiven Maximalkraftdesign (4 - 5 Serien, 3 - 10 RM) ebenfalls fest, dass es nach einem mechanischen Krafttraining zu einer Verschiebung der Kraft-Zeit-Kurve im Sinn von höheren Kraftwerten zu früheren Zeitpunkten kommt. Die Fähigkeit der Kraftentfaltung ist besonders für Sportarten mit schnellen und kraftvollen Bewegungen von Bedeutung (Schmidtbleicher, 2003), da die Kontraktionszeit dabei häufig unter 250 ms liegt (Aagaard, Simonsen, Jesper, Magnusson & Dyhre-Poulsen, 2002b). Um die Maximalkraft erreichen zu können, werden mehr als 300 ms benötigt (Aagaard et al., 2002a; Aagaard et al., 2002b), so dass die F_{max} bei sehr schnellen Bewegungen nicht erreicht wird.

Der auffällige Befund der vorliegenden Untersuchung ist jedoch, dass gerade die Trainingsdesigns, die keine ballistischen Bewegungen und keine maximale Zusatzlast aufweisen (Hypertrophie-/Kraftausdauergruppe), die Kraftwerte zu sehr frühen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve signifikant verbessern. Allen anderen Gruppen (Maximalkraft- und gemischte Gruppen) gelingt dies erst zu späteren Zeitpunkten ($F_{500\ ms}$). Selbst bei der Schnellkraftgruppe liegt der früheste Zeitpunkt bei 100 ms (siehe Abb. 33). Dies wiederum steht erneut im klaren Widerspruch zu der Aussage von Newton et al. (1997), wonach Trainingsdesigns mit Nutzung von Reflexpotentialen ausschließlich Effekte zu frühen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve zugesprochen werden. So scheint für eine Kraftsteigerung zu frühen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve eine langsame und konstante Trainingsausführung über den gesamten ROM ein hohes Potential zu bieten, die nach Crewther et al. (2005) als Trainingswiederholungen mit einem konstant hohen Beitrag des kontraktilen Bewegungsanteils ohne Beschleunigung oder reaktive Anteile (DVZ) durchgeführt werden. Darüber hinaus rückt die verlängerte exzentrische Bewegungsphase von 4 s wie bei den F_{max}-Trainingseffekten in den Vordergrund (Deschenes & Kraemer, 2002; Behm, 1995). Die Zuverlässigkeit der Daten zeigt sich in dem Überschreiten der jeweiligen TE, wovon lediglich $F_{500\ ms}$ der Kraftausdauergruppe ausgeschlossen werden muss. Zudem kommt es, wie in Kapitel 4.3 diskutiert, zu der geforderten Verschiebung mehrerer Zeitpunkte der Kraft-Zeit-Kurve.

Im Bezug auf eine RFD_{max} kann keine der Trainingsgruppen deutliche Trainingseffekte erreichen. Lediglich die Maximalkraftgruppe zeigt mit ihrer hohen Zusatzlast eine signi-

fikante Steigerung bei der Kniestreckmuskulatur (siehe Abb. 33). Der Intention, eine Bewegung schnell durchzuführen, wird nach Behm und Sale (1993) eine ebenso große Rolle in der Steigerung der Kraftentfaltung zu gesprochen, wie einer hohen Bewegungsausführung im Training. Ob dies hierin Bestätigung findet, sollte mit Vorsicht bedacht werden, da der zugehörige TE durch die Verbesserung der Maximalkraftgruppe nicht überschritten wird. Die Hypertrophie- und Kraftausdauergruppe zeigen hingegen Verbesserungen der RDF bei 50 und 100 ms in der Kraft-Zeit-Kurve. Diese Ergebnisse gehen mit der Studie von Blazevich et al. (2008) einher. Aufgrund der langsamen Bewegungsgeschwindigkeiten und den geringen Zusatzlasten wären maximale Verbesserungen der Kraftentfaltung nicht zu erwarten. Nach Siff (2001) erfolgt eine Verschiebung der Kraft-Zeit-Kurve durch intramuskuläre Koordination im initialen Bereich durch Schnellkrafttraining und im maximalen Kraftbereich durch Maximalkrafttraining. Um eine Verbesserung der RFD zu erzielen, sollten zudem konträre Reize gewählt werden. Schmidtbleicher (2003) empfiehlt eine Kombination aus Maximalkraft- und Schnellkrafttraining. Dies wird durch die Ergebnisse anderer Arbeiten bestätigt (Aagaard et al., 2002b; Andersen & Aagaard, 2006). In der vorliegenden Arbeit kann dies insbesondere für ein Schnellkraftdesign nicht bestätigt werden. Wie bereits in der Reliabilitätsprüfung diskutiert, sollte jedoch die Zuverlässigkeit der RFD-Parameter in die Ergebnisinterpretation einbezogen werden.

Für das EMS-Training liegen noch keine Erkenntnisse hinsichtlich der RFD für die unteren Extremitäten vor, aber es ist zu erkennen, dass die gewählte Intensität nicht zu signifikanten Verbesserungen führt (Nebenfragestellung 15). Bei der Vibrationsgruppe sind im Bereich der Schnellkraft signifikante Abnahmen des RFD festzustellen (Nebenfragestellung 16). Ähnliche Effekte stellen auch Jackson und Turner (2003) fest (-70 %), wobei als Gründe dafür die gewählten Trainingsreize angeführt werden können: isometrisches Training, lokaler Vibrationsreiz und untrainierte Probanden. Im Gegensatz zu den Untersuchungen von Jackson und Turner (2003) wurde jedoch in der vorliegenden Studie dynamisch, ohne Zusatzlasten und schnellkraftunspezifisch trainiert. Untersuchungen von Mester et al. (2006) zeigen, dass eine zu hohe Belastung der Funktionsmuskulatur unter Vibrationseinfluss zu Übertrainingserscheinungen führen kann. Diese äußern sich in einem hohen Verlust an Kraftfähigkeiten. Die gemischte Gruppe Vibration/Hypertrophie mit einmaliger Vibrationsintervention pro Gruppe zeigt keine

signifikante Verschlechterung des RFD, signifikante Steigerungen sind jedoch ebenfalls nicht festzustellen (Nebenfragestellung 17).

In einer differenzierten Betrachtung der Kraft-Zeit-Kurve sehen Blazevich et al. (2008) und Crewther et al. (2005) im Impuls einen wesentlichen Parameter, um Trainingseffekte zu beschreiben, so dass das Einbinden dieses Parameters bei der isometrischen Kraftdiagnostik sinnvoll erschien. Der Impuls repräsentiert die Fähigkeit, in einem definierten Zeitintervall einen möglichst großen Kraftstoß zu produzieren. Dabei ist sowohl die Höhe des Impulses als auch das zeitliche Auftreten von Bedeutung (Aagaard et al., 2001). Die Resultate der isometrischen Diagnostik zeigen, dass der Impuls in den Kraft-Zeit-Kurven sehr eng mit der Kraft (F) in Verbindung steht. Diese Feststellung war durch die physikalische Ableitung des Impulses (p = N*s) zu erwarten, wird aber zudem durch die Studie von Baker, Wilson und Carlyon (1994b) verifiziert. Folglich konnten die Probanden, wenn sie die Kraft steigerten, gleichzeitig einen höheren Kraftstoß (Impuls) produzieren. Aufgrund dieses Zusammenhangs und der vorliegenden Ergebnisse lassen sich sowohl bei der Hypertrophie- als auch der Kraftausdauergruppe bei dem Impuls die größten Zuwächse, insbesondere bei der Kniestreckmuskulatur, erkennen. Zudem verbessern sie unter Betrachtung des zeitlichen Aspekts den Impuls initial ($Impuls_{0 - 30\ ms}$ und $Impuls_{0 - 50\ ms}$) und zu späteren Zeitpunkten signifikant. Aagaard et al. (2002b) kommen zu analogen Ergebnissen. Sie maximieren ebenfalls durch ein konventionelles Krafttraining den Impuls über alle Zeitintervalle. Die Autoren führen dies auf einen Anstieg der efferenten neuronalen Ansteuerung, speziell in der frühen Phase der Muskelkontraktion, zurück.

Dies könnte eine Erklärung für die vorliegenden Ergebnisse sein, die aber nicht belegt werden kann, da die neuronale Aktivität nicht überprüft wurde. Bemerkenswert ist jedoch erneut, dass die nicht ballistischen Trainingsdesigns bei diesen Trainingseffekten überlegen sind. Eine kontinuierliche hohe kontraktile Kontribution über den gesamten ROM scheint einen hohen neuronalen Ansteuerungswert zu leisten. In Anbetracht der Definition von Schnellkraftfähigkeiten, u.a. einen möglichst großen Kraftstoß in einem bestimmten Zeitintervall zu erzeugen (Güllich & Schmidtbleicher, 1999), erscheinen die gewählten Trainingsreize der Hypertrophie und Kraftausdauer Steigerung dieser Qualität der Kraft-Zeit-Kurve zu ermöglichen. Davon lässt sich für die Trainingspraxis ableiten, dass solche verletzungsarmen Trainingsdesigns mit mittlerer Zusatzlast und kon-

trollierter Bewegung (ohne exzentrisches Abbremsen nach konzentrischer Beschleunigung) insbesondere im Kindes- und Jugendkrafttraining nicht nur eine allgemeine Basis bilden, sondern auch direkt zur Entwicklung der Fähigkeit zur Kraftentfaltung beitragen können. Die gewählten Trainingsreize dieser Studie stimmen außerdem in der Zusatzlast und der Wiederholungszahl mit den aktuellen Forderungen der Expertise des Krafttrainings im Nachwuchsleistungssport des Bundesinstituts für Sportwissenschaft überein (12 - 15 Wdh. mit 60 % des 1-RM) (Platen et al., 2010).

Des Weiteren sind für die kombinierten Gruppen EMS/Hypertrophie und Vibration/Hypertrophie an der Kniestreckmusku7latur Verbesserungen feststellbar. Jedoch treten diese signifikanten Adaptationen erst ab 200 ms auf. Die EMS- und die Vibrationsgruppe verbesserten sich nicht signifikant. Als Erklärung dafür können die zu geringen Effekte bei der F_{max} der verschieden Muskelgruppen und damit verbunden auch eine weniger ausgeprägte neuronale Ansteuerung unter isometrischen Testanforderungen angeführt werden (siehe Abb. 34) (Nebenfragen 15 bis 17).

Abschließend ist das zeitliche Auftreten von Trainingseffekten bei den isometrischen Tests ein weiteres Merkmal der verschiedenen Trainingsformen. Die Hypertrophiegruppe erreicht die größten Steigerungen unmittelbar im Anschluss an die Trainingsperiode im Posttest. Froböse und Fiehn (2003) geben für die vollständige Regeneration nach einem Hypertrophietraining und damit für das Erreichen einer vollständigen bis erhöhten Leistungsfähigkeit einen Zeitraum von 72 bis 84 Stunden an. Da der Posttest in der Woche nach der letzten Trainingseinheit stattfand, kann davon ausgegangen werden, dass die Probanden der Hypertrophiegruppe zu diesem Zeitpunkt ihre volle Leistungsfähigkeit erzielen konnten. Ein Indikator dafür ist der Rückgang der F_{max} im Retest. Die kurze Adaptationsphase der Hypertrophiegruppe kann zusätzlich damit erklärt werden, dass die Probanden an den Geräten trainiert haben, an denen auch die Diagnostik stattfand. Dadurch konnten sie das Bewegungsmuster des Trainings in die Tests transferieren.

Im Gegensatz dazu kann die EMS-Gruppe sich bei fast allen Muskelgruppen erst im Retest steigern. Diese zeitversetzten Anpassungen werden von verschiedenen Autoren bestätigt (Herrero et al., 2006; Jubeau et al., 2006; Malatesta et al., 2003). Jubeau et al. (2007) schreiben die verzögerte Anpassung der Intensität eines EMS-Trainings und

damit einer verlängerten Regenerationszeit zu. Sie untersuchten den Einfluss von EMS auf die Kreatinkinase. Anhand der Kreatinkinase-Konzentration im Blut lässt sich ermitteln, wie stark die Skelettmuskulatur durch ein Training geschädigt wurde und damit die Trainingsintensität evaluieren. Jubeau et al. (2007) schlussfolgern auf der Basis ihrer Resultate, dass ein EMS-Training deutlich intensiver als ein gewöhnliches Krafttraining an Maschinen ist und deswegen eine deutlich längere Regenerationszeit benötigt. Diese Hypothese wird von unterschiedlichen Studien der GK-EMS untermauert (Boeckh-Behrens & Bengel, 2005; Kreuzer et al., 2006). Die Studie von Kreuzer et al. (2006) zeigt hohe Trainingsintensitäten sowohl in der Impulshöhe (mA) als auch an den Kreatinkinase-Werten. Obwohl sich an den Stimulationsparametern dieser Studie orientiert wurde, ist die Impulshöhe deutlich gesenkt worden. Dennoch ist festzustellen, dass die Regenerationszeit verlängert bleibt.

So könnten aus diesen Studienergebnissen neue Aspekte für die Trainingspraxis bezogen auf die periodische Gestaltung des Trainingsprozesses gewonnen werden. Es wäre zu untersuchen, ob durch eine intensive Trainingsblocksetzung mit GK-EMS vor Wettkampf- oder Trainingspausen (z.B. Sommer-/Winterpause, verletzungsbedingte Auszeit) die allgemeine Regenerationsphase der Athleten mit der GK-EMS spezifischen Regeneration effektiv verbunden werden kann, so dass zum Trainingsbeginn GK-EMS spezifische Trainingseffekte bereits als Grundlage zur Verfügung stünden. Demnach wäre es möglich, mit einer entsprechenden Vorerfahrung, von dem üblichen Trainingsaufbau eines Grundlagentrainings hin zu Maximalkraft- und Schnellkrafttraining abzuweichen und mit sportspezifischen Krafttrainingsinhalten zeitlich früher in der Vorbereitung beginnen zu können und damit einen längeren Zeitraum zur Ausdifferenzierung dieser zur Verfügung zu haben.

Der zeitliche Verlauf der Trainingseffekte bei der gemischten Gruppe EMS/Hypertrophie ist ähnlich wie der der Hypertrophiegruppe. Da die Probanden nur eine EMS-Einheit pro Woche absolvierten, war die Intensität des Trainings insgesamt niedriger als bei der EMS-Gruppe. Somit erzielen die Probanden aufgrund der kürzeren Regenerationszeit bereits im Posttest gesteigerte Parameter.

Isoinertiale Trainingseffekte

Innerhalb der isoinertialen Diagnostik kann die Hypertrophiegruppe die P_{max} der Kniestreckmuskulatur (bei hoher Zusatzlast +15 und + 13 %) und der Kniebeugemuskulatur (bei geringer Zusatzlast +18 und + 18 %) signifikant steigern. Dieses Ergebnis stimmt mit den Resultaten anderer Studien überein, die ebenfalls feststellen, dass sich die P_{max} durch ein Krafttraining an Maschinen steigern lässt (Kraemer et al., 2002a; Wilson G.J. et al., 1993). Da die P_{max} das Produkt aus Kraft und Geschwindigkeit ist, führt die Zunahme von mindestens einer dieser Faktoren zu einer Steigerung der P_{max}. Kraemer et al. (2002a) kommen in einem Review zu dem Schluss, dass sich ein Training nach der Hypertrophiemethode hauptsächlich auf die Kraft und weniger auf die Geschwindigkeit auswirkt. Die Hauptursache dafür liegt in der langsamen Bewegungsdurchführung, die mit einer solchen Trainingsform einhergeht. Auch in der vorliegenden Studie zeigt sich durch die Diagnostik der einzelnen Faktoren, dass die Leistungssteigerungen der Hypertrophiegruppe auf die Steigerung des Kraftfaktors zurückzuführen sind. Damit kann sich die vorliegende Arbeit den Aussagen aus der Literatur hinsichtlich der Wirkungsweise eines Hypertrophietrainings auf die P_{max} anschließen. Um die Leistung durch ein Hypertrophietraining noch deutlicher verbessern zu können, erscheint es sinnvoll, zusätzlich ein Training durchzuführen, dass die Kontraktionsgeschwindigkeit positiv beeinflusst (Crewther et al., 2005; Kraemer et al., 2002a). Dieser Aspekt wird in der späteren Diskussion der gemischten Gruppe EMS/Hypertrophie vertieft.

Eine differenzierte Betrachtung der Ergebnisse für die Kniebeugemuskulatur in Bezug auf die Trainingsreize der Krafttrainingsgruppen an Maschinen zeigt wie bei Wilson et al. (1993) und Kraemer et al. (2002a), dass von den vier Trainingsmethoden drei die P_{max} steigern können (Hypertrophie, Schnellkraft und Maximalkraft) (Hauptfragestellung 11). Der entscheidende Trainingsreiz scheint dabei die gewählte Zusatzlast im Training zu sein, die jeweils über der Zusatzlast 40 und 60 % der isoinertialen Diagnostik liegen muss (siehe Abb. 46). Die Kraftausdauergruppe kann somit keine Verbesserung hinsichtlich der P_{max} aufweisen und nur die Maximalkraftgruppe mit 90 % des 1-RM kann die P_{max} mit 60 % Zusatzlast steigern. So scheint es für die Praxis notwendig, bei der Kniebeugemuskulatur die Zusatzlast im Training so zu wählen, dass sie oberhalb der Leistungsschwelle der jeweiligen Sportart liegt, also überschwellig gegenüber

zu bewegenden Zusatzlasten im Wettkampf ist. Zudem sollten in einer Diagnostik unterschiedliche Qualitäten der Kraft-Geschwindigkeits-Relation abgefragt werden, um solche differenten Trainingseffekte aufdecken zu können. Bezüglich dieser Praxisableitungen ist darauf hinzuweisen, dass die Steigerung der P_{max} der Maximalkraftgruppe unterhalb des TE liegt.

Die Verbesserungen der P_{max} hinsichtlich beider isoinertialen Zusatzlasten (40 und 60 %) der Maximalkraftgruppe gehen in diesem Kontext wie bei der Hypertrophiegruppe mit Steigerungen der Kraft einher. Das Trainingsdesign dieser Gruppe besteht aus einer ballistischen Bewegung, die aufgrund der hohen Zusatzlast nicht zu einer hohen Bewegungsgeschwindigkeit in der Einzelwiederholung führte, aber eine maximalen Kraftansteuerung im Sinne eines maximalen Kraftanstiegs intendiert. Behm und Sale (1993) vermuten, dass diese „Intention“ von größerer Bedeutung sei als die real gegebene Bewegungsgeschwindigkeit. Dem muss mit den hier erhobenen Daten insofern widersprochen werden, als dass die Steigerung der P_{max} bei der Maximalkraftgruppe auch bei leichtem Zusatzgewicht (40 % Zusatzlast) bei der Kniebeugemuskulatur nur auf die Kraft zurückzuführen ist.

Lediglich die Schnellkraftgruppe, die auch im Training eine hohe Bewegungsgeschwindigkeit aufweist, zeigt eine Verbesserung der Geschwindigkeit in der Diagnostik mit 40 % Zusatzlast (10 % im Posttest und 13 % im Retest). Eine Überlegenheit der Schnellkraftgruppe zur Steigerung der P_{max} nach Zehr und Sale (1994) sowie Behm (1995) kann aber ebenfalls nicht bestätigt werden. Lediglich die Verbesserung beider Leistungsfaktoren bildet für diese Gruppe ein Herausstellungskriterium.

Bestimmte Trainingsgeschwindigkeiten zur effektiveren Steigerung von P_{max} konnte bislang nicht festgelegt werden. Als effektiv vermutet wurden eine intermediäre bis hohe Geschwindigkeit (Pereira & Gomes, 2003; Zink et al., 2006). Abschließend kann aus den erhobenen Daten eine langsame Geschwindigkeit durch die fehlende Verbesserung der Kraftausdauergruppe ausgeschlossen werden. Eine Steigerung der P_{max} über die Geschwindigkeit leisten in dieser Evaluation von Krafttraining an Maschinen nur standardisierte Bedingungen mit einer hohen Bewegungsgeschwindigkeit. Die alleinige Intention, das Gewicht schnell zu bewegen, wie in der Maximalkraftgruppe, reicht hingegen nicht aus.

Das Trainingsdesign der EMS-Gruppe verbessert außerdem P_{max} signifikant (Nebenfragestellung 15). Auffällig ist, dass diese signifikanten Trainingseffekte nur bei geringen Zusatzlasten realisiert werden, was auf die relativ geringen Maximalkraftzuwächse zurückgeführt werden kann. Dabei verbessert die EMS-Gruppe die P_{max} der Kniestreckmuskulatur um +13 % und erreicht für die Kniebeugemuskulatur sogar die höchste Steigerung von +29 % in der vorliegenden Evaluation. Obwohl dieser Gruppe eine ähnlich langsame Bewegungsausführung wie der Hypertrophiegruppe vorgegeben war, ist bei einer differenzierten Betrachtung zu sehen, dass die P_{max} signifikant über die Geschwindigkeit gesteigert wird (siehe Abb. 47). Die Geschwindigkeit der Kniebeugemuskulatur ist +22 % schneller als vor der Trainingsphase. Die Kniestreckmuskulatur steigert sich um +10 % (n. s.). Crewther et al. (2005) fordern die Suche nach einer Methode, welche die P_{max} am effektivsten steigert. Die Ergebnisse der EMS-Gruppe zeigen hiernach neue Perspektiven in einer wesentlichen praxisrelevanten Anforderung auf.

Die Studie von Kreuzer et al. (2006) untersucht die Auswirkungen eines GK-EMS-Trainings auf die P_{max} der Oberkörpermuskulatur. Sie zeigt ebenfalls deutliche Steigerungen auf, die aber über die Kraft erreicht werden. Im Vergleich zu der vorliegenden Studie wurden unterschiedliche Muskelgruppen (Oberkörper vs. untere Extremitäten) und isometrisch statt dynamisch stimuliert. Im Gegensatz dazu bestätigen verschiedene Autoren den positiven Einfluss von isometrisch lokalem EMS-Training auf die Kontraktionsgeschwindigkeit (Colson et al., 2000; Maffiuletti et al., 2000). Maffiuletti et al. (2000) z.B. zeigen auf, dass es nach einer solchen Intervention bei hohen isokinetischen Winkelgeschwindigkeiten zu einer signifikanten Steigerung des M_{max} kommt. Das dynamische lokale EMS-Training weist Anpassungen des M_{max} eher bei langsamen Geschwindigkeiten auf (siehe Tab. 24). Die Ergebnisse lassen sich aufgrund des isokinetischen Testverfahrens jedoch nicht auf diese Arbeit direkt übertragen. Darüber hinaus wurde das dynamische Training bisheriger Studien nicht standardisiert (Portmann & Montpetit, 1991; Willoughby & Simpson, 1998; Wolf et al., 1986), so dass keine Aussagen über die mechano-biologischen Trainingsreize in diesem Bereich getroffen werden können.

Eine Erklärung für diese Verbesserungen der Geschwindigkeit sehen verschiedene Autoren in der Umkehrung des „Henneman size principle“. Dadurch entsteht eine neuronale Ansteuerung, bei der es zu einer bevorzugten Rekrutierung der fast-twitch-Fasern

kommt (Colson et al., 2000; Maffiuletti et al., 2000; Maffiuletti et al., 2002a). Im Gegensatz dazu werden bei willkürlichen Muskelkontraktionen die fast-twitch-Fasern erst bei hohen Kraftbeanspruchungen oder sehr schnellen Bewegungen rekrutiert (Hennemann et al., 1965). Da im Rahmen dieser Arbeit die EMS mit submaximalen Intensitäten und einer langsamen Bewegungsgeschwindigkeit durchgeführt wurde, deuten die signifikanten Geschwindigkeitszunahmen ferner auf eine Umkehrung oder Teilumkehrung des „Henneman size principle“ hin (Cabric et al., 1988; St Pierre et al., 1986; Maffiuletti et al., 2002a; Vanderthommen et al., 2002). Weitere Vorteile der EMS, wie die synchrone Ansteuerung von Muskelfasern (Hollmann et al., 2009), sollten ebenfalls diese Leistungssteigerung begründen. Inwieweit der rechteckige Impulsanstieg als Belastungsnormativ in diesem Zusammenhang eine wesentliche Rolle einnimmt, wäre in weiteren Studien zu belegen. Den von Hollman et al. (2009) angegebenen Nachteil einer elektrischen Stimulation, dass wesentliche Regelkreisläufe und Koordinationssysteme außer Kraft gesetzt werden, kann anhand der Ergebnisse für eine dynamische GK-EMS widersprochen werden. Trotz einer langsamen Trainingsgeschwindigkeit kann die neuronale Ansteuerung auf eine explosive Testbedingung transferiert werden. Die in der Literatur aufgezeigte Verbindung, dass die größten Effekte auftreten, je höher die trainings- mit der testspezifischen Geschwindigkeit übereinstimmen (Abernethy & Wilson, 2000), trifft bei einem EMS-Training nicht zu. Im Gegensatz zu einer lokalen dynamischen EMS können die Trainingseffekte auf hohe Geschwindigkeiten übertragen werden, so dass der Stimulation der gesamten Muskelkette zudem eine wesentliche Kennung zukommt. Während des EMS-Trainings wurden Agonist und Antagonist sowie mögliche Synergisten gleichzeitig stimuliert. Eine interessante Fragestellung für weitere Studien erscheint zudem, inwieweit die elektrische Stimulation in der exzentrischen Bewegungsphase ein entscheidender Reiz für diese Geschwindigkeitsentwicklung ist. Willoughby und Simpson (1996; 1998) sehen den Hauptgrund eines dynamisches EMS-Training in der Stimulation während der exzentrischen Bewegungsphase. Zudem lösten Hortobagyi et al. (1996; 1998) die höchsten Zuwächse der M_{max} mit ausschließlich exzentrischen Bewegungsphasen im Training aus.

Die gemischte Gruppe EMS/Hypertrophie zeigt nur vereinzelte signifikante Verbesserungen der P_{max}. Sie kann sich allein an der Kniebeugemuskulatur mit geringen Zusatz-

lasten signifikant steigern. Bei differenzierter Betrachtung der Leistungsfaktoren wird deutlich, dass die Effekte sowohl über die Kraft als auch über die Geschwindigkeit stattfinden. Das lässt darauf schließen, dass durch die Kombination von mechanischer und elektrischer Reizsetzung Wechselwirkungen entstanden sind. Insofern kommen der Kniebeugemuskulatur die positiven Effekte beider Trainingsformen zugute (Nebenfragestellung 17). So stellt das GK-EMS-Training eine sinnvolle Ergänzung zu einem Hypertrophietraining dar. Wie oben in der Diskussion der Hypertrophieeffekte gefordert, bringen sie die mechanischen und elektrischen Trainingsreize zur Geschwindigkeitssteigerung in diese Methodenverbindung ein. Dieses Ergebnis steht jedoch im Widerspruch zu den Befunden von Kreuzer et al. (2006). In dieser Studie erfolgt sowohl beim kombinierten Training als auch beim reinen EMS-Training die Steigerung der P_{max} über eine Verbesserung der Kraft. Gleichzeitig kann sie deutlichere Effekte hinsichtlich der P_{max} erreichen. Der Unterschied zu der vorliegenden Arbeit besteht darin, dass Kreuzer et al. (2006) beim Krafttraining an Maschinen höhere Zusatzlasten und beim EMS-Training maximale Impulshöhen verwendete.

Zusammenfassend bedeutet dies, dass die Trainingsmethoden, einzeln durchgeführt, generell einen ausreichenden Trainingsreiz zur Steigerung der P_{max} bieten. Dies geschieht bei der Hypertrophiegruppe über die Kraftzuwächse und bei der EMS-Gruppe über die Geschwindigkeitsverbesserungen. Wenn Trainingsformen kombiniert werden, muss wahrscheinlich eine deutliche Intensitätssteigerung des jeweiligen Trainings erfolgen, um eine Wirkung auf die P_{max} deutlicher erzielen zu können. Möglicherweise lassen sich so die gegensätzlichen Effekte der Leistungsfaktoren vereinen und die P_{max} maximieren. Zur zuverlässigen Belegung der Ergebnisse sollten zudem mit den Leistungsverbesserungen die entsprechenden TE zukünftig überschritten werden.

Die Vibrationsgruppen zeigen keine oder nur sehr geringfügige Steigerungen der P_{max}, die darüber hinaus in ihrer Zuverlässigkeit unterhalb der dazugehörigen TE liegen (Nebenfragestellung 16). Hinsichtlich der einzelnen Faktoren der P_{max} lagen jedoch hohe, signifikante Verbesserungen der Kraft in Kombination mit dem Hypertrophietraining insbesondere bei der Kniestreckmuskulatur vor (Nebenfragestellung 17). Die Geschwindigkeit konnte wie bei Delecluse et al. (2005) nicht erhöht werden (siehe Tab. 25). So ist bezüglich der Vibrationsgruppen zu konstatieren, dass andere Trainings-

kombinationen und -konstellationen gewählt werden müssen, um dieses Potential in eine Steigerung der P_{max} transferieren zu können. Entsprechend der vorliegenden Ergebnisse wären Trainingsreize zu wählen, die den Geschwindigkeitsfaktor erhöhen (z.B. Vibration mit Schnellkraft).

Im Vergleich zu einer GK-EMS ist bemerkenswert, dass der WBV ebenfalls das Wirkungsprinzip einer erhöhten neuronalen Aktivierung durch eine gleichzeitige Stimulierung des Agonisten und Antagonisten (Berschin & Sommer, 2004), einer synchronen Aktivierung, erhöhten Frequenzierung und Rekrutierung motorischer Einheiten (Cardinale & Bosco, 2003; Issurin & Tenenbaum, 1999; Bosco et al., 1999) und einer erhöhten Aktvierung von fast-twitch-Fasern (Mileva et al., 2006; Müller et al., 2003; Mester et al., 2001; Martin & Park, 1997; Rittweger et al., 2000) zugesprochen wird. Beide Trainingsgruppen zeigen aber genau entgegengesetzte Effekte auf isoinertiale Parameter (Kraft- vs. Geschwindigkeitsfaktor).

Abschließend ist innerhalb der isoinertialen Ergebnisdiskussion auffällig, dass die Kniestreckmuskulatur nur wenige undifferenzierte Effekten bei den isoinertialen Parametern zeigt. Dies ist zu vergleichen mit den Ergebnissen der Kniebeugemuskulatur in der isometrischen Differenzierung, so dass eine muskelspezifische Anpassung deutlich zu erkennen ist (Nebenfragestellung 18).

Methodenkritik

Die Trainingseffekte isometrischer und isoinertialer Parameter zeigen, dass die trainierte Muskelgruppe als Trainingsreiz in der Methodik größere Beachtung zu schenken und ursächlich für die Ergebnisspannweiten in der Literatur mit einzubeziehen ist.

Muskelspezifische Trainingseffekte können auf die differenten Anforderungsprofile zurückgeführt werden. In der Sportpraxis bei klassischen, sportartspezifischen Bewegungen, wie z.B. dem Sprint oder bei Sprüngen zeichnet sich die Kniestreckmuskulatur durch hohe Kraftstöße aus und beschleunigt den Unterschenkel. Die Kniebeugemuskulatur unterliegt einer dynamischen Beanspruchung mit mittleren Kraftanforderungen und übernimmt häufig die Bremsfunktion des Unterschenkels. So entwickelt jeder Muskel seine eigenen Strategien zur Krafterzeugung (Tittel, 2003). Entgegen den übli-

chen Anforderungen verbessert die Kniebeugemuskulatur in einem positiv dynamischen Training ihre Leistung und die Kniestreckmuskulatur in einer isometrisch haltenden Diagnostik.

Auf die Hauptfragestellung 12, ob die erweiterten Trainingsreize von Toigo und Boutellier (2006) hinreichend für eine Beschreibung von Trainingsreizen ist, ist daher zunächst zu antworten, dass sie durch die trainierten Muskelgruppen und deren funktionellen Aufgaben zu ergänzen sind, um die Mehrdeutigkeit in der Ergebnisdarstellung durch das Einbeziehen dieser Variablen zukünftig weiter zu verringern.

Die bisherige Ergebnisdiskussion zeigt jedoch auch, dass die erweiterte Beschreibung von Trainingsreizen nach Toigo und Boutellier (2006) durch methodenspezifischen Zuordnungen von Trainingsreizen und -effekten ihre beschreibende und standardisierende Relevanz hinreichend zeigen (siehe auch Abb. 33, Abb. 34, Abb. 46 und Abb. 47) (Hauptfragestellung 12).

Die ermittelten Ergebnisse dokumentieren darüber hinaus, dass es für solche Zuordnungen zwischen Trainingsreizen und -effekten einer Diagnostik mit vielfältigen Parametern bedarf. Die alleinige Betrachtung maximaler Effekte lässt designspezifische Trainingseffekte unentdeckt. Zur Evaluation von Trainingseffekten verschiedener Kraftinterventionen sind ein standardisiertes und kontrolliertes Training (z.B. Biofeedbackverfahren) und eine Diagnostik zur Erhebung möglichst vielfältiger abh. Variablen in der Kraft-Zeit- und in der Kraft-Geschwindigkeit-Relation für unterschiedliche Muskelgruppen notwendig. Die Aussage dieser Evaluation beschränkt sich dabei ausschließlich auf neuronale Effekte (siehe Folland & Williams, 2007) bei krafttrainingserfahrenen Sportstudenten. Von Hypertrophieeffekten ist erst ab der sechsten Trainingswoche auszugehen (Bird et al., 2005). Dennoch waren alle Trainingsdesigns sowohl im isometrischen als auch im isoinertialen Bereich überschwellig. Um Aussagen auf den Hochleistungssport beziehen zu können, gilt es Studien mit entsprechendem Probandengut aufzubauen.

Insbesondere bei der dynamischen Trainingsdurchführung fehlte bislang bei den Trainingsverfahren der EMS und der Vibration die Beschreibung mechano-biologischer

Reize in der Literatur. Zudem mussten die erweiterte Beschreibung von Trainingsreizen von Toigo und Boutellier (2006) durch verfahrensspezifische Reize ergänzt werden (siehe Tab. 65 und Tab. 66). Bezogen auf die Hauptfragestellung 13 ist jedoch weiterhin ein höherer Standardisierungsgrad bezüglich der Impulshöhe beim EMS-Training sowie der Frequenz, Amplitude und Standposition beim Vibrationstraining anzustreben. Für beide Trainingsgruppen konnte die Trainingsbelastung in dieser Studie individuell über das subjektive Empfinden (Borg-Skala) erfasst werden.

Denn objektive Intensitätseinschätzung über den prozentualen Anteil der MVC durch ein EMG steht unter Verdacht, sowohl durch den GK-EMS-Reiz als auch durch den Vibrationsreiz Interferenzen zu unterliegen (Boeckh-Behrens & Erd, 2005; Berschin & Sommer, 2004). Die subjektive Einschätzung der Belastung über die Borg-Skala abzufragen, hat den Vorteil, die vielfältigen Einflussfaktoren auf das Strom- und Vibrationsempfinden in jeder Trainingseinheit individuell zusammenzufassen (vgl. Bossert et al., 2006; Haas et al., 2004). Interindividuelle Variationen werden allerdings in die Trainingsstandardisierung einfließen, so dass die Wiederholbarkeit der Ergebnisse erschwert wird. So sollte zukünftig zusätzlich die neuronale Aktivierung über das EMG mit entsprechenden Filterfunktionen reguliert werden sowie durch Studien über die metabolische und endokrine Trainingsreaktion der allgemeine Intensitätsgrad des GK-EMS- und WBV-Trainings eingeschätzt werden. Das dynamische GK-EMS-Training mit geringerer Intensität zeigt positive Ansätze insbesondere in der Steigerung der P_{max}, allerdings verbleibt dies im Langzeiteffekt. Der Standardisierung und vielfältigen Diagnostik des Trainings kann und sollte nun eine intensive zelluläre und molekulare Betrachtung von Trainingseffekten folgen. Für das Vibrationstraining gilt darüber hinaus, dass die Standardisierung über die ROM, die Amplitude und die Frequenz zusätzlich zu den erweiterten Trainingsreizen nicht ausreichend ist, um die Intervention ausreichend zu definieren. So ist, wie oben aufgezeigt, aus der Betrachtung der Trainingsreize mit den aufgetretenen Trainingseffekten und bisherigen Studien abzuleiten (siehe Tab. 25), dass das Vibrationstraining ohne Zusatzlast im Vergleich zu anderen Methoden weniger belastend erscheint. Methodisch kann jedoch zu bedenken gegeben werden, dass das Training insbesondere für männliche Probanden zu einem vollständigen Muskelversagen in den letzten Serien der Ausfallschritte führte. Fraglich ist, ob dieses Muskelversagen durch eine intensive neuronale Ansteuerung geschahen oder durch ande-

re Faktoren begründet ist, wie z.B. verringerte Durchblutung der größeren Muskelmasse bei männlichen Probanden etc. Demnach sind für nachfolgende Studien Trainingsreize hinsichtlich der Transmission bei WBV intensiver zu erforschen und einzubinden. Möglich wäre auch, dass der Regenerationszeitraum von zwei Wochen bei einem Vibrationstraining nicht ausreichte, um deutlichere Trainingseffekte im Retest aufzuzeigen.

Bezüglich der Diagnostik ist darüber hinaus zu diskutieren, dass die Test- und die Trainingsspezifik bei den Verfahren der EMS und Vibration eine andere als bei den Verfahren des Krafttrainings an Maschinen ist. Bei den Verfahren der EMS und Vibration musste ein Übertrag von einem Training der Beinmuskelkette in eingelenkige, muskelspezifische Testübungen geleistet werden. Hintergrund dieser Entscheidung ist, zum einen im üblichen Trainingsrahmen dieser Verfahren zu bleiben, zum anderen aber der fehlenden Muskelspezifik in der Literatur nachzukommen. Da die Gruppen nicht untereinander verglichen werden, sondern die Betrachtung und Zuordnung gruppenintern verläuft, entsteht hier keine generelle Verschiebung von Diagnostikergebnissen im Vergleich. Zudem wären bei einer Diagnostik der Beinmuskelkette die vielversprechenden Ergebnisse für den Beinbeuger in der Dynamik unentdeckt geblieben. Studien mit einer höheren Test- und Trainingsspezifik sollten aber zukünftig in Betracht gezogen werden sowie eine Utilisation der Steigerung der Geschwindigkeit z.B. in die Sprintleistung (Hauptfragestellung 11 und 12).

Im Rückschluss auf das Test-Retest-Verfahren bietet die Reliabilitätsprüfung eine wichtige Basis, erhobene Ergebnisse einzuordnen, zu beurteilen und zu gewichten (Hauptfragestellung 14). Insbesondere der „typical error“ (TE) lässt sich als effektives Level sehr gut einbinden. So können die Verbesserungen des RFD mit entsprechender Vorsicht diskutiert werden. Hingegen können Abweichungen im Vergleich zu bestehenden Literaturergebnissen wie bei den Anpassungen der Kraft und des Impulses insbesondere zu frühen Zeitpunkten der Hypertrophie- und Kraftausdauergruppe vertraut werden. Beide Gruppen erfüllten die Anforderung sowohl der Verschiebung mehrerer Zeitpunkte in der Kraft-Zeit-Kurve als auch das Übertreffen der jeweiligen TE der Diagnostik. Wichtige Hinweise für die Übertragbarkeit in die Praxis können auf die Ergebnisse der überschwelligen Zusatzlast zur Leistungssteigerung der Kniebeugemuskulatur

während der isoinertialen Diagnostik (siehe Maximalkraftgrupe) sowie bei dem Zusammenführen beider Trainingseffekte bei der gemischten Gruppe EMS/Hypertrophie gegeben werden. Die Verbindung einer Reliabilitätsprüfung und einer darauf folgenden Intervention zeigt, dass ein Nachweis der Zuverlässigkeit in die Ergebnisdarstellung einfließen sollte, um bestehenden Mehrdeutigkeiten im Krafttraining ausarbeiten zu können.

6. Zusammenfassung und Ausblick

Ziel dieser Arbeit war, Trainingseffekte auf umfassend definierte Trainingsreize verschiedener Krafttrainingsmethoden systematisch durch reliabilitätsgeprüfte Parameter zu evaluieren.

Es sollte der Kernforderungen innerhalb der bestehenden Debatte von Kraftinterventionen nachgekommen werden, die Einblicke in akute Trainingseffekte und chronische Anpassungen von Krafttraining zu verbessern, indem Trainingsreize unterschiedlicher Trainingsmethoden detailliert beschrieben und mit Diagnostiken systematisch evaluiert werden, die auf Reliabilität und Validität überprüft worden sind. Kausale Verbindungen zwischen mechanischen und elektrischen Konditionen und strukturellen, kontraktilen und metabolischen Veränderungen sind bis heute innerhalb von Kraftinterventionen ungeklärt. Insbesondere bestehen Mehrdeutigkeiten zur effektiven Steigerung der „peak power“ Leistungsfähigkeit, zum Einsatz kinetischer und kinematischer Stimuli im Mehrsatztraining sowie zum Einsatz von Trainingsverfahren wie der GK-EMS und der WBV. So sollte durch eine systematische Zuordnung diagnostisch erhobener Trainingseffekte zu methodenspezifischen Trainingsreizen die Grundlage gelegt werden, differenzierte Interventionen für den Hochleistungsport abzuleiten.

Im theoretischen Hintergrund wurden die bestehenden Mehrdeutigkeiten von Kraftinterventionen im Detail aufgearbeitet.

Innerhalb von isometrischen und isoinertialen Parametern der Kraftdiagnostik waren fehlende Test- und Trainingsspezifiken festzustellen, die zu einer unempfindlichen und undifferenzierten Ergebnisdarstellung führen können. Insbesondere der Einsatz von „isoinertial speed strength assessments“ in unterschiedlichen Bereichen der Kraft-Geschwindigkeits-Relation und der Einbezug des isometrischen Kraft-Zeit-Kurven-Verlaufs werden innerhalb der Literatur verlangt. Fehlende Validitäts- und Reliabilitätsprüfungen lassen aber zudem Zweifel in der Gültigkeit und Zuverlässigkeit von Verfahren entstehen. So waren mögliche Einflussfaktoren der Messmethodik zusammenzustellen sowie ein Konzept zur Analyse von reliablen Daten nach Atkinson und Nevill (1998) zu entwerfen. Es war festzustellen, dass in der Prüfung der Zuverlässigkeit kein einheitliches methodisches Vorgehen innerhalb der Literatur besteht.

Im Forschungsstand mechanischer und elektrischer Kraftinterventionen gelten darüber hinaus bisherige Trainingsreize zur Beschreibung von Interventionen als insuffizient, so dass erweiterte Beschreibungen von Toigo und Boutellier (2006) in die Evaluation von Kraftinterventionen aufzunehmen waren. Diese sind aus bestehenden Anpassungserscheinungen durch Krafttraining zur Dekodierung von Auslösemechanismen abgeleitet. Für die Verfahren GK-EMS und WBV waren diese Trainingsreize von Toigo und Boutellier (2006) jedoch um verfahrensspezifische Reize zu ergänzen. Zur systematischen Anwendung der erweiterten Trainingsreize wurden des Weiteren bestehende Trainingsdesigns der verschiedenen Verfahren mit ihrem ermittelten Effekten herausgearbeitet.

Entsprechend der theoretischen Aufarbeitung wurden im ersten Schritt des empirischen Teils dieser Arbeit ein Test-Retest-Verfahren eingesetzt, um im zweiten Schritt innerhalb einer Evaluation zuverlässige Trainingseffekte methodenspezifischen Trainingsreizen zuordnen zu können. Isometrische Parameter wie die Kraft, die RFD und der Impuls zu verschiedenen Zeitpunkten in der Kraft-Zeit-Kurve wurden neben der Maximalkraft und der RFD_{max} auf Zuverlässigkeit geprüft. Darüber hinaus stand eine isointertiale Diagnostik mit 40 % und 60 % Zusatzlast im Mittelpunkt der Betrachtung, die auch die einzelnen Faktoren der Leistung P_{max}, Kraft (F_{maxdyn}, F_{tPmax}) und Geschwindigkeit (v_{max}, v_{tPmax}), einbezog. In beiden Studien standen insgesamt 95 Sportstudenten mit mindestens zweijähriger Krafttrainingserfahrung zur Verfügung, die muskelgruppenspezifisch an der Leg Extension und Leg Curl Maschine getestet wurden. Die Wiederholung der Diagnostik innerhalb der Test-Retest-Studie fand nach einer Woche Pause statt („stability reliability“), um die relativen und absoluten „messbedingten Fehlwerte“ der Probanden zu ermitteln und als Beurteilungskriterien für die späteren Trainingseffekte einzusetzen. Für die Evaluationsstudie kam im Training für alle acht Gruppen (Maximalkraft, Schnellkraft, Hypertrophie, Kraftausdauer, GK-EMS, GK-EMS/Hypertrophie, WBV, WBV/Hypertrophie) ein Biofeedbackverfahren zum Einsatz, um intra- und interindividuelle Unterschiede in der methodenspezifischen Definition der Einzelwiederholung auszuschließen. Die vornehmlich neuronalen Trainingseffekte wurden nach vierwöchigem Training mit zwei Einheiten pro Woche direkt im Anschluss und nach zweiwöchiger Regenerationszeit diagnostiziert.

Die Ergebnisse der Test-Retest-Studie zeigten, dass die fünf Analyseschritte einer deskriptiven Beschreibung, der Prüfung auf systematische Fehler und Varianzheterogenität sowie der Berechnung der relativen und absoluten Reliabilität ineinandergriffen. Die statistischen Größen und Methoden (MW, SD, absolute und prozentuale MW-Verschiebung, abh. t-Test, F-Test, PPM, CV und TE) bildeten eine interne Konsistenz. Zudem wies das Versuchsdesign keinen systematischen Fehlertyp auf. Die verwendete Messtechnik erfüllte alle in der Literatur geforderten Punkte. Eine hohe relative und absolute Zuverlässigkeit konnte für die F_{max}, die P_{max} und ihre Faktoren Kraft (F_{maxdyn}, F_{tPmax}) und Geschwindigkeit (v_{max}, v_{tPmax}) bestimmt werden. Dies war insbesondere für die isoinertiale Diagnostik mit leichtem Zusatzgewicht von Bedeutung, da es eine sehr kurze, explosive und damit hoch koordinative Bewegung darstellt. Des Weiteren konnte die in der Literatur aufgestellte These der Gewichtsschwelle bei zunehmender Zusatzlast für „single joint movements“ der Kniebeuge- und der Kniestreckbewegung erweitert werden. Moderate Zuverlässigkeit konnte für die Parameter F und Impuls zu verschiedenen Zeitpunkten der isometrischen Kraft-Zeit-Kurve belegt werden. Der Parameter der RFD war als unzuverlässig einzustufen. Als isoinertialer Parameter der Entwicklung fand die RPD_{max} mit moderaten Werten Anklang, wovon die RFD_{max} und die RvD_{max} auszunehmen waren.

Für die vierwöchige Evaluationsstudie war zu bemerken, dass sowohl für die Krafttrainingsgruppen an Maschinen, als auch für die Trainingsgruppen EMS und Vibration sowie für die gemischten Gruppen die Trainingsreize überschwellig waren. Es konnten Steigerungen der isometrischen und der isoinertialen Parameter diagnostiziert werden. Dabei zeigten sich muskelgruppenspezifische, aber insbesondere methodenspezifische Anpassungserscheinungen.
Methodenspezifische Reizkonstellationen waren per Biofeedback intra- und interindividuell zu kontrollieren und mit einer vielfältigen Diagnostik bestimmten Trainingseffekten zuzuordnen. So bestätigte die Betrachtung der Parameter F_{max} und P_{max} zunächst den breiten Verlauf von Trainingseffekten scheinbar unabhängig vom auslösenden Trainingsreiz in der Literatur. Eine differenzierte Analyse erbrachte jedoch explizite Zuordnungen und Ableitungen für die Praxis.

Folglich sollte in Zukunft der trainierten Muskelgruppe als Einflussgröße größere Aufmerksamkeit in der Beschreibung von Trainingsreizen geschenkt werden. Muskelgruppenspezifisch zeigte die Kniestreckmuskulatur ausdifferenzierte Trainingseffekte in der Isometrie und die Kniebeugemuskulatur in der Dynamik.

Weiterhin zeigten sich im Gesamteindruck hinsichtlich der Effektivität bei der Hypertrophiegruppe die meisten signifikanten Ergebnisse, dass ihren Status als Grundlagentraining für F_{max} und P_{max} bekräftigt. Bemerkenswert erschien für die Hypertrophie- und Kraftausdauergruppe, dass ihre Trainingsreize einer langen TUT, einer verlängerten exzentrischen Phase sowie einer hoch kontraktilen, non-ballistischen Ausführung alleinig zu Steigerungen der F und des Impulses zu frühen Zeitpunkten in der isometrischen Kraft-Zeit-Kurve der Kniestreckmuskulatur führten. Insbesondere für das Kinder- und das Jugendkrafttraining, das solche verletzungsarmen Trainingsformen als Grundlagentraining fordert, bieten sich damit nicht nur vorbereitende, sondern alternative Trainingsreize zur Steigerung von Kraftentfaltungsfähigkeiten an.

Das Schnellkraftdesign zeigte darüber hinaus keine Trainingseffekte zu frühen Zeitpunkten der Kraft-Zeit-Kurve, entgegen der Erwartung. Dem entgegengesetzt konnte die These bestätigt werden, dass Trainingsdesigns mit ballistischer Bewegungsausführung und leichteren Zusatzlasten zur F_{max} Steigerung Alternativen z.B. zum Maximalkraftdesign anbietet.

Die isoinertialen Ergebnisse der Kniebeugemuskulatur belegen, dass es beim Krafttraining an Maschinen einer ballistischen Ausführung mit einer hohen externen Bewegungsgeschwindigkeit bedarf, um den Geschwindigkeitsfaktor der P_{max} zu steigern. Der These, dass die Intention einer schnellen Bewegung z.B. während maximaler Krafteinsätze ausreichend sei, konnte widersprochen werden. Weiterhin scheint die Zusatzlast im Training ein wesentliches Merkmal zu sein, da die P_{max} nur mit einer höheren Zusatzlast im Vergleich zur Diagnostik gesteigert werden konnte, was die Trainingsreize der Kraftausdauer und der Maximalkraftgruppe zeigten. In diesem Zusammenhang bewies darüber hinaus der TE seine Bedeutung als effektives Level zur Beurteilung der Zuverlässigkeit. Ergebnisse der Maximalkraftgruppe mussten in diesem Kontext sowie bezüglich einer Steigerung der RFD_{max} eingeschränkt werden.

Die Elektrostimulationsgruppen zeichneten sich insbesondere durch eine Verbesserung der v_{max} im Langzeiteffekt bei isoinertialer Kraftdiagnostik der Kniebeugemuskulatur aus. Damit steigerte die dynamische GK-EMS der Beinmuskelkette die P_{max} auch am deutlichsten (+ 29 %). In Folge der hohen Relevanz der „peak power“ in der Sportpraxis eröffnen sich hiermit neue Perspektiven für den Hochleistungssport. Die Utilisation dieses Effektes z.B. in der Sprintfähigkeit sollte in das Interesse weiterer Studien gerückt werden. Der vornehmlich auftretende Langzeiteffekt der GK-EMS sollte darüber hinaus in der Trainingsperiodik aufgegriffen werden. So könnten durch einen GK-EMS-Block Regenerationszeiten z.B. zwischen zwei Trainingsperioden oder bei einer Verletzung genutzt werden, um beim erneuten Trainingsbeginn auf deren Trainingseffekte zurückzugreifen. Bei der Vibrationsgruppe lagen in erster Linie spezifische Effekte des Kraftfaktors bei der Kniestreckmuskulatur vor. Die Kombinationen von EMS- und Vibrations- mit Hypertrophietraining deuteten eine Verbindung beider Trainingseffekte an. Die Ergebnisse sollten aber mit weiteren Studien fundiert werden bzw. nach den vorliegenden Daten anderen Kombinationen der Trainingsreize auf höhere Effektivität geprüft werden (EMS/Maximalkraft bzw. Vibration/Schnellkraft).

Problematisch erscheint weiterhin die Beschreibung der Impulsintensität bei der GK-EMS sowie der Belastungsintensität der Vibration mit der Frequenz und der Amplitude, die nicht über eine subjektive Einschätzung der Athleten hinaus kommt. Hier sollten z.B. bei der GK-EMS oder WBV solche standardisierten Studien mit unterschiedlichen Intensitätslevels erfolgen, die die neuroendokrinen und metabolischen Effekte aufzeichnen.

Dementsprechend wären die nächsten Schritte die hier erfolgreich aufgezeigten Zuordnungen methodischer Trainingsreize zu diagnostischen Trainingseffekten, um systematische Einblicke auf molekularer und zellulärer Ebene zu erweitern. Für die Erweiterung auf den Hochleistungssport wären mit einer entsprechenden Probandengruppe sportartspezifische Ausrichtungen zu leisten.

7. Literaturverzeichnis

Aagaard, P., Andersen, J. L., Dyhre-Poulsen, P., Leffers, A. M., Wagner, A., Magnusson, S. P., Halkjær-Kristensen, J. & Simonsen, E. B. (2001). A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *The Journal of Physiology*, *534,* 613-623.

Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P. & Dyhre-Poulsen, P. (2002a). Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses. *Journal of Applied Physiology, 92,* 2309-2318.

Aagaard, P., Simonsen, E. B., Jesper, L. A., Magnusson, P. & Dyhre-Poulsen, P. (2002b). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of Applied Physiology, 93,* 1318-1326.

Abernethy, P. J. (1993). Influence of acute endurance activity on isokinetic strength. *Journal of Strength & Conditioning Research, 7,* 141-146.

Abernethy, P. J. & Jurimae, J. (1996). Cross-sectional and longitudinal uses of isoinertial, isometric, and isokinetic dynamometry. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 28,* 1180-1187.

Abernethy, P. J., Wilson, G. & Logan, P. (1995). Strength and power assessment. Issues, controversies and challenges. *Sports Medicine, 19,* 401-417.

Abernethy, P. J. & Wilson, G. (2000). Introduction to the assessment of strength and power. In C. J. Gore (Hrsg.), *Physiological Tests for Elite Athletes* (S. 147-150). Champaign, IL: Human Kinetics.

Adams, G. R., Harris, R. T., Woodard, D. & Dudley, G. A. (1993). Mapping of electrical muscle stimulation using MRI. *Journal of Applied Physiology, 74,* 532-537.

Adams, K., O'Shea, J. P., O'Shea, K. L. & Climstein, M. (1992). The effect of six weeks of squat, plyometric and squat-plyometric training on power production. *The Journal of Applied Sport Science Research, 6,* 36-41.

Agre, J. C., Magness, J. L., Hull, S. Z., Wright, K. C., Baxter, T. L., Patterson, R. et al. (1987). Strength testing with a portable dynamometer: reliability for upper and lower extremities. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 68,* 454-458.

Alderman, R. B. & Banfield, T. J. (1969). Reliability estimation in the measurement of strength. *Research Quarterly, 40,* 448-455.

Altman, D. G. & Bland, J. M. (1983). Measurement in medicine: the analysis of method comparison studies. *Statistician, 32,* 307-317.

American College of Sports Medicine (1996). Proceedings of the 43rd meeting of the American College of Sports Medicine. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 28,* 1-211.

American College of Sports Medicine (2002). Position stand: Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 34,* 364-380.

Andersen, L. B. & Henckel, P. (1987). Maximal voluntary isometric strength in Danish adolescents 16-19 years of age. *European Journal of Applied Physiology, 56,* 83-89.

Andersen, L. L. & Aagaard, P. (2006). Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. *European Journal of Applied Physiology, 96,* 46-52.

Appell, H. J. (1997). Der Muskel in der Rehabilitation. *Orthopädie, 26,* 930-934.

Arampatzis, A., Knicker, A., Metzler, V. & Brüggemann, G.-P. (2000). Mechanical power in running: a comparison of different approaches. *Journal of Biomechanics, 33,* 457-463.

Armstrong, L. E. (1988). The impact of hyperthermia and hypohydration on circulation, strength, endurance and health. *Journal of Applied Sport Science Research, 2,* 60-65.

Ashley, C. D. & Weiss, L. W. (1994). Vertical jump performance and selected physiological characteristics of women. *Journal of Strength & Conditioning Research, 8,* 5-11.

Atkinson, G., Greeves, J. & Reilly, T. (1995). Day-to-day and circadian variability of leg strength measured with the LIDO isokinetic dynamometer. *Journal of Sports Science*, 13, 18-19.

Atkinson, G. & Nevill, A. M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine, 26,* 217-238.

Avila, M. A., Brasileiro, J. S. & Salvini, T. F. (2008). Electrical stimulation and isokinetic training: effects on strength and neuromuscular properties of healthy young adults. *Revista Brasileira de Fisioterapia, 12,* 435-440.

Avis, F. J., Hoving, A. & Toussaint, H. M. (1985). A dynamometer for the measurement of force, velocity, work and power during an explosive leg extension. *European Journal of Applied Physiology, 54,* 210-215.

Babault, N., Cometti, G., Bernardin, M., Pousson, M. & Chatard, J.-C. (2007). Effects of electromyostimulation training on muscle strength and power of elite rugby players. *Journal of Strength & Conditioning Research, 21,* 431-437.

Baechle, T. R., Roger, W. E. & Wathen, D. (2000). Resistance training. In T. R. Baechle & W. E. Roger (Hrsg.), *Essentials of strength training and conditioning* (2. Auflage, S. 395-426). Champaign, IL: Human Kinetics.

Baker, D., Wilson, G. & Carlyon, B. (1994a). Generality versus specificity: A comparison of dynamic and isometric measures of strength and speed-strength. *European Journal of Applied Physiology, 68,* 350-355.

Baker, D., Wilson, G. & Carlyon, R. (1994b). Periodization: The effect on strength of manipulating volume and intensity. *Journal of Strength & Conditioning Research, 8,* 235-242.

Baker, L. L., McNeal, D. R., Benton, L. A., Bowman, L. A. & Waters, R. L. (1993). *Neuromuscular electrical stimulation: A practical guide*. California: Los Amigos Research & Education Institute.

Banerjee, P., Caulfield, B., Crowe, L. & Clark, A. (2005). Prolonged electrical muscle stimulation exercise improves strength and aerobic capacity in healthy sedentary adults. *Journal of Applied Physiology, 99,* 2307-2311.

Bashin, S., Storer, T. W., Berman, N., Callegari, C., Clevenger, B., Phillips, J., Bunnell, T. J., Tricker, R., Shirazi, A. & Casaburi, R. (1996). The effects of supraphysiologic doses of testosterone on muscle size and strength in normal men. *The New England Journal of Medicine, 335,* 1-7.

Bates, B. T., Zhang, S., Dufek, J. S. & Chen, F. C. (2009). The effects of sample size and variability on the correlation coefficient. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 28,* 386-391.

Baumgartner, T. A. (1989). Norm-referenced measurement: Reliability. In M. J. Safrit & T. M. Wood (Hrsg.), *Measurement concepts in physical education and exercise science* (S. 45-72). Champaign, IL: Human Kinetics.

Baumgartner, T. A., Jackson, A. S., Mahar, M. T. & Rowe, D. A. (2006). *Measurement for Evaluation in Physical Education and Exercise Science.* Dubuque: Brown.

Bax, L., Staes, F. & Verhagen, A. (2005). Does neuromuscular electrical stimulation strengthen the quadriceps femoris? A systematic review of randomized controlled trials. *Sports Medicine, 35,* 191-212.

Behm, D. G. (1995). Neuromuscular implications and applications of resistance training. *Journal of Strength & Conditioning Research, 9,* 264-274.

Behm, D. G., Button, D. C. & Butt, J. C. (2001). Factors affecting force loss with prolonged stretching. *Canadian Journal of Applied Physiology, 26,* 261-272.

Behm, D. G., Reardon, G., Fitzgerald, J. & Drinkwater, E. (2002). The effects of 5, 10, and 20 repetition maximums on the recovery of voluntary and evoked contractile properties. *Journal of Strength & Conditioning Research, 16,* 209-218.

Behm, D. G. & Sale, D. G. (1993). Intended rather than actual movement velocity determines velocity-specific training response. *Journal of Applied Physiology, 75,* 359-368.

Bemben, M. G., Clasey, J. L. & Massey, B. H. (1990). Effect of the rate of muscle contraction on the force-time curve parameters of male and female subjects. *Research Quarterly for Exercise and Sport, 61,* 96-99.

Bemben, M. G., Massey, B., Boileau, R. A. & Misner, J. (1992). Reliability of isometric force-time curve parameters for men aged 20 to 79 years. *Journal of Applied Sport Science Research, 6,* 158-164.

Benton, L. A., Baker, L. L., Bowmann, B. R. & Waters, R. L. (2000). *Funktionelle Elektrostimulation. Ein Leitfaden für die Praxis.* Darmstadt: Steinkopff.

Berschin, G., Schmiedeberg, I. & Sommer, H.-M. (2003). Zum Einsatz von Vibrationskrafttrainig als spezifisches Schnellkrafttrainingsmittel in den Sportspielen. *Leistungssport, 4,* 11-13.

Berschin, G. & Sommer, H.-M. (2004). Vibrationstraining und Gelenkstabilität: EMG-Untersuchungen zur Wirkung von Vibrationsfrequenzen und Körperhaltung auf Muskelaktivierung und -koaktivierung. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 55,* 152-156.

Binder-Macleod, S. A. & Guerin, T. (1990). Preservation of force output through progressive reduction of stimulation frequency in human quadriceps femoris muscle. *Physical Therapy, 70,* 619-625.

Bircan, C., Senocak, O., Peker, O., Kaya, A., Tamci, S. A., Gulbahar, S. & Akalin, E. (2002). Efficacy of two forms of electrical stimulation in increasing quadriceps strength: A randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation, 16,* 194.

Bird, S. P., Tarpenning, K. M. & Marino, F. E. (2005). Designing resistance training programmes to enhance muscular fitness: A review of the acute programme variables. *Sports Medicine, 35,* 841-851.

Bland, J. M. & Altman, D. G. (1995). Comparing methods of measurement: Why plotting differences against the standard method is misleading. *Lancet, 346,* 1085-1087.

Blazevich, A. J. & Cannavan, D. (2007). Strength Testing. In E. M. Winter, A. M. Jones, R. C. R. Davison, P. D. Bromley & T. H. Mercer (Hrsg.), *Sport and exercise physiology testing guidelines: The British Association of Sport and Exercise Sciences guide* (Volume 1). London: Routledge.

Blazevich, A. J., Gill, N. & Newton, R. U. (2002). Reliability and validity of two isometric squat tests. *Journal of Strength & Conditioning Research, 16,* 298-304.

Blazevich, A. J. & Gill, N. D. (2006). Reliability of unfamiliar, multijoint, uni- and bilateral strength tests: Effects of load and laterality. *Journal of Strength & Conditioning Research, 20,* 226-230.

Blazevich, A. J., Horne, S., Cannavan, D., Coleman, D. R. & Aagaard, P. (2008). Effect of contraction mode of slow-speed resistance training on the maximum rate of force development in the human quadriceps. *Muscle & Nerve, 38,* 1133-1146.

Blümel, G. (1992). Theoretische Positionen und allgemeine Prinzipien der Anwendung und Dimensionierung der EMS - Parameter. In A. Wentzensen & A. Schmelz (Hrsg.), *Elektromyostimulation in der Traumatologie* (S. 21-26). Stuttgart: Georg Thieme Verlag.

Boeckh-Behrens, W.-U. & Bengel, M. (2005). Krafttraining durch Elektromyostimulation? Empirische Untersuchung zu den Krafteffekten bei einem Elektromyostimulationstraining am BodyTransformer mit Variation der Belastungsdichte. Unveröffentlicht. Universität Bayreuth.

Boeckh-Behrens, W.-U., Benner, D., & Stötzel, C. (2003a). Effekte eines Elektrostimulationstrainings in Kombination mit konventionellem Krafttraining an Geräten. Unveröffentlicht. Universität Bayreuth.

Boeckh-Behrens, W.-U. & Erd, J. (2005). Optimierung des Kraftrainings durch Elektromyostimulation mit dem Gerät BodyTransformer - Untersuchungen ausgewählter physiologischer Parameter. Unveröffentlicht. Universität Bayreuth.

Boeckh-Behrens, W.-U. & Mainka, D. (2006a). Krafttraining durch Elektromyostimulation? Empirische Untersuchung zu den Krafteffekten bei einem Elektomyostimulationstraining am BodyTransformer mit Variation der Trainingsdauer. Unveröffentlicht. Universität Bayreuth.

Boeckh-Behrens, W.-U. & Mainka, J. (2006b). Empirische Untersuchung zu dem Einfluss von Nahrungsergänzung auf die Effekte eines Elektromyostimulationstrainings am BodyTransformer. Unveröffentlicht. Universität Bayreuth.

Boeckh-Behrens, W.-U. & Montag, S. (2006). Einfluss der Trainingsintensität auf die Effekte eines Elektromyostimulationstraining am Body Transformer. Unveröffentlicht. Universität Bayreuth.

Boeckh-Behrens, W.-U., Niewöhner, F., & Walz, T. (2003b). Ermittlung der Trainingseffekte eines Kombinationstrainings von konventionellem Krafttraining und Elektromyostimulationstraining. Unveröffentlicht. Universität Bayreuth.

Boeckh-Behrens, W.-U. & Treu, S. (2002). Vergleich der Trainingseffekte von konventionellem Krafttraining, maxxF und EMS-Training in den Bereichen Körperzusammensetzung, Körperformung, Kraftentwicklung, Psyche und Befinden. Unveröffentlicht. Universität Bayreuth.

Bongiovanni, L. G., Hagbarth, K.-E. & Stjernberg, L. (1990). Prolonged muscle vibration reducing motor output in maximal voluntary contractions in man. *The Journal of Physiology, 423,* 26.

Bortz, J. (2005). *Statistik für Sozialwissenschaftler* (6. Auflage). Berlin: Springer.

Bortz, J. & Döring, N. (2002). *Forschungsmethoden und Evaluation für Human- und Sozialwissenschaftler* (2. Auflage). Berlin: Springer.

Bosco, C., Belli, A., Astrua, M., Tihanyi, J., Pozzo, R., Kellis, S., Tsarpela, O., Foti, C., Manno, R. & Tranquilli C. (1995). A dynamometer for evaluation of dynamic muscle work. *European Journal of Applied Physiology, 70,* 379-386.

Bosco, C., Colli, R., Introini, E., Cardinale, M., Tsarpela, O., Madella, A., Tihanyi J. & Viru A. (1999). Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. *Clinical Physiology and Functional Imaging, 19,* 183-187.

Bossert, F.-P., Jenrich, W. & Vogedes, K. (2006). *Leitfaden Elektrotherapie.* München: Elsevier, Urban & Fischer.

Bowie, W. & Cumming, G. R. (1972). Sustained handgrip in boys and girls: Variation and correlation with performance and motivation to train. *Research Quarterly, 43,* 131-141.

Bowman, B. & McNeal, D. (1986). Response of single alpha motoneurons to high frequency pulse trains. *Applied Neurophysiology, 49,* 121-138.

Brocherie, F., Babault, N., Cometti, G., Maffiuletti, N. & Chatard, J. C. (2005). Electrostimulation training effects on the physical performance of ice hockey players. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 37,* 455-460.

Brown, L. E. & Weir, J. P. (2001). ASEP procedures recommendation I: Accurate assessment of muscular strength and power. *Journal of Exercise Physiology-online, 4,* 1-21.

Brown, L. E., Whitehurst, M. & Findley, B. W. (2005). Reliability of rate of velocity development and phase measures on an isokinetic device. *Journal of Strength & Conditioning Research, 19,* 189-192.

Bruyere, O., Wuidart, M. A., Di Palma, E. & Gourlay, M. (2005). Controlled whole body vibration to decrease fall risk and improve health-related quality of life of nursing home residents. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 86,* 303-307.

Burke, D., Hagbarth, K.-E., Löfstedt, L. & Wallin, G. (1967). The responses of human muscle spindle endings to vibration of non-contacting muscles. *Journal of Physics, 261,* 673-693.

Cabric, M. & Appell, H. J. (1987). Effect of electrical stimulation of high and low frequency on maximum isometric force and some morphological characteristics in men. *International Journal of Sports Medicine, 8,* 256-260.

Cabric, M., Appell, H. J. & Resic, A. (1988). Fine structural changes in electrostimulated human skeletal muscle. Evidence for predominant effects on fast muscle fibres. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 57,* 1-5.

Caiozzo, V. J., Perrine, J. J. & Edgerton, V. R. (1981). Training-induced alterations of the in vivo force-velocity relationship of human muscle. *Journal of Applied Physiology, 51,* 750-754.

Caldwell, L. S., Chaffin, D. B., Dukes-Dobos, F. N., Kroemer, K. H. E., Laubach, L. L., Snook, S. H. & Wasserman, D.E. (1974). A proposed standard procedure for static muscle strength testing. *American Industrial Hygiene Association Journal, 35,* 201-206.

Cappaert, T. A. (1999). Review: Time of the day effect on athletic performance: An update. *Journal of Strength & Conditioning Research, 13,* 412-421.

Cardinale, M. & Bosco, C. (2003). The use of vibration as an exercise intervention. *Exercise and Sport Sciences Reviews, 31,* 3-7.

Cardinale, M. & Lim, J. (2003). Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies. *Journal of Strength & Conditioning Research, 17,* 621-624.

Cardinale, M. & Rittweger, J. (2006). Vibration exercise makes your muscles and bones stronger: Fact or fiction? *Journal of the British Menopause Society, 12,* 12-18.

Cardinale, M. & Wakeling, J. (2005). Whole body vibration exercise: Are vibrations good for you? *British Journal of Sports Medicine, 39,* 585-589.

Carey Smith, R. & Rutherford, O. M. (1995). The role of metabolites in strength training. *European Journal of Applied Physiology, 71,* 336.

Chaffin, D. B. (1975). Ergonomics guide for the assessment of human static strength. *American Industrial Hygiene Association Journal, 35,* 505-511.

Chestnut, J. L. & Docherty, D. (1999). The effects of 4 and 10 repetition maximum weight-training protocols on neuromuscular adaptations in untrained men. *Journal of Strength & Conditioning Research, 13,* 353-359.

Christ, C. B., Slaugter, M. H., Stillman, R. J., Cameron, J. & Boileau, R. A. (1994). Reliability of selected parameters of isometric muscle function associated with testing 3 days x 3 trails in women. *Journal of Strength & Conditioning Research, 8,* 65-71.

Clarke, H. H. (1948). Objective strength tests of affected muscle groups involved in orthopaedic disabilities. *Research Quarterly for Exercise & Sport, 19,* 118-147.

Clarkson, H. M. & Gilewich, G. B. (1989). *Musculoskeletal assessment: Joint range of motion and manual muscle strength*. Baltimore: Williams & Wilkins.

Cole, S. (1982). Vibration and linear acceleration. In W. T. Singleton (Hrsg.), *The body at work* (S. 201-234). Cambridge: University Press.

Colliander, E. B. & Tesch, P. A. (1990). Effects of eccentric and concentric muscle actions in resistance training. *Acta Physiologica Scandinavica, 140,* 31-39.

Colson, S., Martin, A. & Van Hoecke, J. (2000). Re-examination of training effects by electrostimulation in the human elbow musculoskeletal system. *International Journal of Sports Medicine, 21,* 281-288.

Cometti, G. (1988). *Les méthodes modernes de musculation. Tome II : Données pratiques.* Université de Bourgogne, Dijon.

Conroy, B. & Earle, R. W. (2000). Bone, muscle, and connective tissue adaptations to physical activity. In T. R. Baechle & W. E. Roger (Hrsg.), *Essentials of strength training and conditioning* (2. Auflage, S. 57-73). Champaign, IL: Human Kinetics.

Conroy, B., Stanley, D., Fry, A. C. & Kraemer, W. J. (1984). A comparison of isokinetic protocols. *Journal of Applied Sport Science Research, 3,* 72.

Cormie, P., McCaulley, G., Triplett, N. & McBride, J. (2007). Optimal loading for maximal power output during lower-body resistance exercises. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 39,* 340-349.

Crewther, B., Cronin, J. & Keogh, J. (2005). Possible stimuli for strength and power adaptation: Acute mechanical responses. *Sports Medicine, 35,* 967-989.

Crone, C. & Nielsen, J. (1994). Central control of disynaptic reciprocal inhibition in humans. *Acta Physiologica Scandinavica, 152,* 351-363.

Cronin, J. B., McNair, P. J. & Marshall, R. N. (2001). Developing explosive power: A comparison of technique and training. *Journal of Science and Medicine in Sport, 4,* 59-70.

Cronin, J. B. & Sleivert, G. (2005). Challenges in understanding the influence of maximal power training on improving athletic performance. *Sports Medicine, 35,* 213-234.

Currier, D. P. & Manno, R. (1983). Muscular strength development by electrical stimulation in healthy individuals. *Physical Therapy, 63,* 915-921.

Davies, G. J., Heiderscheit, B. & Brinks, K. (2000). Test interpretation. In L. E. Brown (Hrsg.), *Isokinetics in human performance* (S. 3-24). Campaign, IL: Human Kinetics.

DeGail, P., Lance, J. W. & Neilson, P. D. (1966). Differential effects on tonic and physic reflex mechanisms produced by vibration for muscle in man. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry, 29,* 1-11.

DeMarées, H. (2002). *Sportphysiologie*. Köln: Sport & Buch Strauß.

DeRuiter, C. J., van Raak, S. M., Schilperoort, J. V., Hollander, A. P. & de Haan, A. (2003). The effects of 11 weeks whole body vibration training on jump height, contractile properties and activation of human knee extensors. *European Journal of Applied Physiology, 90,* 595-600.

Delecluse, C., Roelants, M., Diels, R., Koninckx, E. & Verschueren, S. (2005). Effects of whole body vibration training on muscle strength and sprint performance in sprint-trained athletes. *International Journal of Sports Medicine, 26,* 662-668.

Delecluse, C., Roelants, M. & Verschueren, S. (2003). Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 35,* 1033-1041.

Delitto, A., Brown, M., Strube, M. J., Rose, S. J. & Lehman, R. C. (1989). Electrical stimulation of quadriceps femoris in an elite weight lifter: A single subject experiment. *International Journal of Sports Medicine, 10,* 187-191.

Delitto, A. & Snyder-Mackler, L. (1990). Two theories of muscle strength augmentation using percutaneous electrical stimulation. *Physical Therapy, 70,* 158-164.

DeLorme, T. L. (1945). Restoration of muscle power by heavy resistance exercises. *Journal of Bone and Joint Surgery, 27,* 645-667.

DeLorme, T. L. & Watkins, A. L. (1948). Techniques of progressive resistance exercise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 29,* 263-273.

Deschenes, M. R. & Kraemer, W. J. (2002). Performance and physiologic adaptations to resistance training. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 81,* S3-16.

Duchateau, J. & Hainaut, K. (2003). Mechanisms of muscle and motor unit adaptations to explosive power training. In P. V. Komi (Hrsg.), *Strength and power in sport.* (S. 315-360). Oxford: Blackwell.

Duclay, J. & Martin, A. (2005). Evoked H-reflex and V-wave responses during maximal isometric, concentric, and eccentric muscle contraction. *Journal of Neurophysiology, 94,* 3555-3562.

Dudley, G. A. & Djamil, R. (1985). Incompatibility of endurance and strength training modes of exercise. *Journal of Applied Physiology, 59,* 1446-1451.

Dudley, G. A. & Stevenson, S. W. (2003). Use of electrical stimulation in strength and power training. In P. V. Komi (Hrsg.), *Strength and power in sport* (S. 426-437). Oxford: Blackwell.

Dudley, G. A., Tesch, P., Harris, R. T., Golden, C. L. & Buchanan, P. (1991). Influence of eccentric actions on the metabolic cost of resistance exercise. *Aviation, Space, and Environmental Medicine, 62,* 678-682.

Dudley, G. A., Tesch, P. A., Miller, B. J. & Buchanan, P. (1991). Importance of eccentric actions in performance adaptations to resistance training. *Aviation, Space, and Environmental Medicine, 62,* 543-550.

Durand, R. J., Castracane, V. D., Hollander, D. B., Tryniecki, J. L., Bamman, M. M., O'Neal, S., Hebert, E.P. & Kraemer, R.R. (2003). Hormonal responses from concentric and eccentric muscle contractions. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 35,* 937-943.

Edel, H. (1988). Neuromuskuläre Elektrostimulationsverfahren (NMES) - (unterbesonderer Berücksichtigung der M. quadriceps femoris - Stimulation). *Übersichtsreferat, Züricher Physiotherapie, 40,* 287-298.

Edwards, R. H. T., Young, A., Hosking, G. P. & Jones, D. A. (1977). Human skeletal muscle function: Description of tests and normal values. *Clinical Science and Molecular Medicine, 52,* 283-290.

Eklund, G. & Hagbarth, K. E. (1966). Normal variability of tonic vibration reflexes in man. *Experimental Neurology, 16,* 80-92.

Enoka, R. M. (1988). Muscle strength and its development, new perspectives. *Journal of Applied Physiology, 69,* 2215-2221.

Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of human movement* (4. Auflage). Champaign, IL: Human Kinetics.

Eriksson, E., Haggmark, T., Kiessling, K. H. & Karlsson, J. (1981). Effect of electrical stimulation on human skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine, 2,* 18-22.

Fahey, T. D., Harvey, M., Schroeder, R. V. & Ferguson, F. (1985). Influence of sex differences and knee joint position on electrical stimulation-modulated strength increases. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 17,* 144-147.

Falvo, M. J., Schilling, B. K. & Weiss, L. W. (2006). Techniques and considerations for determining isoinertial upper-body power. *Sports Biomechanics, 5,* 293-311.

Fatouros, I. G., Jamurtas, A. Z., Leontsini, J. D., Taxildaris, K., Aggelousis, N., Kostopoulos, N. & Buckenmeyer, P. (2000). Evaluation of plyometric exercise training, weight training, and their combination on vertical jumping performance and leg strength. *Journal of Strength & Conditioning Research, 14,* 470-476.

Felder, H. (1994). Der Einfluss der Elektromyostimulation (EMS) auf ausgewählte Kraftparameter. *Sportverletzung - Sportschaden, 8,* 122-127.

Fetz, C. J. & Miller, G. E. (1996). An asymptotic test for the equality of coefficients of variation from *k* populations. *Statistics in Medicine, 15,* 646-658.

Filipovic, A. (2009). *Wissenschaftliche Analyse von Einsatzmöglichkeiten des EMS-Trainings in Bezug auf die Kraftfähigkeiten im Hochleistungsfußball.* Diplomarbeit, Deutsche Sporthochschule Köln.

Fleck, S. J. & Kraemer, W. J. (1988). Resistance training: Basic principles part 1. *The Physician and Sportsmedicine, 16,* 160-171.

Fleming, L. K. (1985). Accommodation capabilities of Nautilus weight machines to human strength curves. *National Strength and Conditioning Association Journal, 7,* 68.

Folland, J. P. & Williams, A. G. (2007). The adaptations to strength training: Morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Medicine, 37,* 145-168.

Fowles, J. R., MacDougal, J. D., Tarnopolsky, M. A., Sale, D. G., Roy, B. D. & Yarasheski, K. E. (2000). The effects of acute passive stretch on muscle protein synthesis in humans. *Canadian Journal of Applied Physiology, 25,* 165-180.

Froböse, I. & Fiehn, R. (2003). Das Training in der Therapie - Grundlagen. In I. Froböse, G. Nellesen & Wilke C. (Hrsg.), *Training in der Therapie. Grundlagen und Praxis* (2. Auflage, S. 11-27). München - Jena: Urban & Fischer.

Fry, A. C. & Kraemer, W. J. (1991). Physical performance characteristics of American collegiate football players. *Journal of Applied Sport Science Research, 5,* 126-138.

Fry, A. C., Schmidt, R. J., Johnson, G. O., Tharp, G. D. & Kraemer, W. J. (1993). Recovery heart rate and blood pressure responses to a graded exercise test and heavy resistance exercise. *Isokinetics and Exercise Science, 3,* 74-84.

Garnett, R. & Stephens, J. A. (1981). Changes in the recruitment threshold of motor units produced by cutaneous stimulation in man. *Journal of Physiology, 311,* 463-473.

Gaul, C. A. (1996). Muscular strength and endurance. In D. Docherty (Hrsg.), *Measurement in pediatric exercise science* (S. 225-258). Champaign, IL: Human Kinetics.

Gillert, O. (1983). *Elektrotherapie*. München: Pflaum Verlag.

Goebel, R. (2007). *Effekte von Teilkörpervibrationen auf Muskelkräftigung- und dehnung.* Dissertation. Deutsche Sporthochschule Köln.

Going, S. B., Massey, B. H., Hoshizaki, T. B. & Lohman, T. G. (1987). Maximal voluntary isometric force production characteristics of skeletal muscle in children 8-11 years. *Research Quarterly for Exercises & Sport, 58,* 115-123.

Gondin, J., Guette, M., Ballay, Y. & Martin, A. (2005). Electromyostimulation training effects on neural drive and muscle architecture. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 37,* 1291-1299.

Gondin, J., Guette, M., Ballay, Y. & Martin, A. (2006). Neural and muscular changes to detraining after electrostimulation training. *European Journal of Applied Physiology, 97,* 165-173.

Gregory, C. M. & Bickel, C. S. (2005). Recruitment patterns in human skeletal muscle during electrical stimulation. *Physical Therapy, 85,* 358-364.

Griffin, M. J. (1996). *Handbook of human vibration.* London: Elsevier Academic Press.

Güllich, A. & Schmidtbleicher, D. (1999). Struktur der Kraftfähigkeit und ihrer Trainingsmethoden. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 50,* 223-234.

Haas, C. T., Turbanski, S., Kaiser, D. & Schmidtbleicher, D. (2004). Biomechanische und physiologische Effekte mechanischer Schwingungsreize beim Menschen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 55,* 34-43.

Haffajee, D., Moritz, U. & Svantesson, G. (1972). Isometric knee extension strength as a function of joint angle, muscle length and motor unit activity. *Acta Orthopaedica Scandinavica, 43,* 138-147.

Hagbarth, K. E. & Eklund, G. (1966). Tonic vibration reflexes (TVR) in spasticity. *Brain Research, 2,* 201-203.

Häkkinen, K., Alen, M. & Komi, P. V. (1985). Changes in isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. *Acta Physiologica Scandinavica, 125,* 161-172.

Häkkinen, K. & Keskinen, K. L. (1989). Muscle cross-sectional area and voluntary force production characteristics in elite strength- and endurance-trained athletes and sprinters. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 59,* 215-220.

Haleva, Y. (2005). *Mögliche Einflussfaktoren eines Vibrationskrafttrainings auf die Maximalkraft, Schnellkraft, Reaktivkraft und Kraftausdauer.* Dissertation. Deutsche Sporthochschule Köln.

Harman, E. (2006). The measurement of human mechanical power. In P. J. Maud & C. Foster (Hrsg.), *Physiological assessment of human fitness* (2. Auflage, S. 93-118). Champaign, IL: Human Kinetics.

Harris, G. R., Stone, M. H., O'Bryant, H. S., Proulx, C. M. & Johnson, R. L. (2000). Short-term performance effects of high power, high force, or combined weight-training methods. *Journal of Strength & Conditioning Research, 14,* 14-20.

Hass, C. J., Feigenbaum, M. S. & Franklin, B. A. (2001). Prescription of resistance training for healthy populations. *Sports Medicine, 31,* 953-964.

Hay, J. G. (1994). Biomechanische Grundlagen der Kraftentwicklung. In P. V. Komi (Hrsg.), *Kraft und Schnellkraft im Sport* (S. 200-209). Köln: Deutscher Ärzte-Verlag GmbH.

Hennemann, E., Somjen, G. & Carpenter, D. O. (1965). Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of Neurophysiology, 28,* 580.

Herrero, J. A., Izquierdo, M., Maffiuletti, N. A. & Garcia-Lopez, J. (2006). Electromyostimulation and plyometric training effects on jumping and sprint time. *International Journal of Sports Medicine, 27,* 533-539.

Herzog, W. (2000). Force production in human skeletal muscle. In B. M. Nigg, B. R. MacIntosh & J. Mester (Hrsg.), *Biomechanics and biology of movement* (S. 269-281). Champaign, IL: Human Kinetics.

Hoff, J. & Almasbakk, B. (1995). The effects of maximum strength training on throwing velocity and muscle strength in female team-handball players. *Journal of Strength & Conditioning Research, 9,* 225-258.

Hoffmann, U. (2004). *Schnellkurs Statistik mit Hinweisen zur SPSS-Benutzung* (5. Auflage). Köln: Sport & Buch Strauß.

Holcomb, W. R. (2006). Effect of training with neuromuscular electrical stimulation on elbow flexion strength. *Journal of Sports Science and Medicine, 5,* 276-281.

Hollmann, W., Hettinger, T. & Strüder, H. K. (2009). *Sportmedizin: Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin* (4. Auflage). Stuttgart, New York: Schattauer.

Holtermann, A., Roeleveld, K., Vereijken, B. & Ettema, G. (2005). Changes in agonist EMG activation level during MVC cannot explain early strength improvement. *European Journal of Applied Physiology, 94,* 593-601.

Hopkins, W. G. (2000a). A New View of Statistics. Zugriff am 30. September 2009 unter www.sportsci.org/resource/stats/.

Hopkins, W. G. (2000b). Measure of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine, 30,* 1-15.

Hopkins, W. G., Schabort, E. J. & Hawley, J. A. (2001). Reliability of power in physical performance tests. *Sports Medicine, 31,* 211-234.

Hori, Y., Hiraga, K. & Watanabe, S. (1989). The effects of thiamylal sodium on the tonic vibration reflex in man. *Brain Research, 497,* 295.

Hortobagyi, T., Barrier, J., Beard, D., Braspennincx, J., Koens, P., Devita, P., Dempsey, L. & Lambert, J. (1996). Greater initial adaptations to submaximal muscle lengthening than maximal shortening. *Journal of Applied Physiology, 81,* 1677-1682.

Hortobagyi, T. & Katch, F. I. (1990). Reliability of muscle mechanical characteristics for isokinetic and isotonic squat and bench press exercise using a multifunction computerized dynamometer. *Research Quarterly for Exercise and Sport, 61,* 191-195.

Hortobagyi, T., Lambert, J. & Scott, K. (1998). Incomplete muscle activation after training with electromyostimulation. *Canadian Journal of Applied Physiology, 23,* 261-270.

Hortobagyi, T., Lambert, N. J., Tracy, C. & Shinebarger, M. (1992). Voluntary and electromyostimulation forces in trained and untrained men. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 24,* 702-707.

Hortobagyi, T., Scott, K., Lambert, J., Hamilton, G. & Tracy, J. (1999). Cross-education of muscle strength is greater with stimulated than voluntary contractions. *Motor Control, 3,* 205-219.

Hultman, E., Sjoholm, H., Jaderholm-Ek, I. & Krynicki, J. (1983). Evaluation of methods for electrical stimulation of human skeletal muscle in situ. *Pflügers Archiv European Journal of Physiology, 398,* 139-141.

Humphries, B., Warman, G., Purton, J., Doyle, T. L. A. & Dugan, E. (2004). The influence of vibration on muscle activation and rate of force development during maximal isometric contractions. *Journal of Sports Science and Medicine, 3,* 16-22.

Hunter, G. R., Seelhorst, D. & Snyder, S. (2003). Comparison of metabolic and heart rate responses to super slow vs. traditional resistance training. *Journal of Strength & Conditioning Research, 17,* 76-81.

Hutton, R. S. (1994). Neuromuskuläre Grundlagen des Stretchings. In P. V. Komi (Hrsg.), *Kraft und Schnelligkeit im Sport* (S. 41-50). Köln: Deutscher Ärzte-Verlag GmbH.

Issurin, V. B. (2005). Vibrations and their applications in sport - A review. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, 45,* 324-336.

Issurin, V. B. & Tenenbaum, G. (1999). Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. *Journal of Sports Sciences, 17,* 177-182.

Jackson, S. W. & Turner, D. L. (2003). Prolonged muscle vibration reduces maximal voluntary knee extension performance in both the ipsilateral and the contralateral limb in man. *European Journal of Applied Physiology, 88,* 380-386.

Jidovtseff, B., Croisier, J. L., Lhermerout, L., Serre, L., Sac, D. & Crielaard, J. M. (2006). The concept of iso-inertial assessment: Reproducibility analysis and descriptive data. *Isokinetics and Exercise Science, 14,* 53-62.

Jones, D. A. & Rutherford, O. M. (1987). Human muscle strength training: The effects of three different regimes and the nature of the resultant changes. *Journal of Physiology,* 391, 1-11.

Jones, D. A., Rutherford, O. M. & Parker, D. F. (1989). Physiological changes in skeletal muscle as a result of strenght training. *Quarterly Journal of Experimental Physiology, 74,* 233-245.

Jordan, M. J., Norris, S. R., Smith, D. J. & Herzog, W. (2005). Vibration training: An overview of the area, training consequences, and future considerations. *Journal of Strength & Conditioning Research, 19,* 459-466.

Jubeau, M., Gondin, J., Martin, A., Sartorio, A. & Maffiuletti, N. A. (2007). Random motor unit activation by electrostimulation. *International Journal of Sports Medicine, 28,* 901-904.

Jubeau, M., Sartorio, A., Marinone, P. G., Agosti, F., Van Hoecke, J., Nosaka, K. & Maffiuletti, N.A. (2007). Comparison between voluntary and stimulated contractions of the quadriceps femoris for growth hormone response and muscle damage. *Journal of Applied Physiology*, *104,* 75-81.

Jubeau, M., Zory, R., Gondin, J., Martin, A. & Maffiuletti, N. A. (2006). Late neural adaptations to electrostimulation resistance training of the plantar flexor muscles. *European Journal of Applied Physiology, 98,* 202-211.

Jubeau, M., Zory, R., Gondin, J., Martin, A. & Maffiuletti, N. A. (2007). Effect of electrostimulation training-detraining on neuromuscular fatigue mechanisms. *Neuroscience Letters*, *424*, 41-46.

Kadi, F., Eriksson, A., Holmner, S., Butler-Browne, G. S. & Thornell, L. E. (1999). Cellular adaptation of the trapezius muscle in strength-trained athletes. *Histochemistry and Cell Biology, 111,* 189-195.

Keeler, L. K., Finkelstein, L. H., Miller, W. & Fernhall, B. (2001). Early-phase adaptations of traditional-speed vs. superslow resistance training on strength and aerobic capacity in sedentary individuals. *Journal of Strength & Conditioning Research, 15,* 309-314.

Komi, P. V. (1984). Physiological and biomechanical correlates of muscle function: Effects of muscle structure and strength-shortening cycle on force and speed. *Exercise and Sport Sciences Reviews, 12,* 81-122.

Kots, Y. M. & Chwilon, W. (1971). Das Muskelkrafttraining mit der Methode der Elektromyostimulation (russ.). In G. Adrianowa (Hrsg.), *Die Anwendung der Elektrostimulation für das Training der Muskelkraft*.

Kraemer W.J. & Ratamess, N. A. (2004). Fundamentals of resistance training: Progression and exercise prescription. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 36,* 674-688.

Kraemer, R. R., Kilgore, J. L., Kraemer, G. R. & Castracane, V. D. (1992). Growth hormone, IGF-I, and testosterone responses to resistive exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 24,* 1346-1352.

Kraemer, W. J. (1983). Exercise prescription in weight training: Manipulating program variables. *National Strength and Conditioning Assocation Journal, 5,* 58-61.

Kraemer, W. J. (1987). Effect of electrical stimulation current frequencies on isometric knee extension torque. *Physical Therapy, 67,* 31-38.

Kraemer, W. J. (2001). The influence of muscle action on the acute growth hormone response to resistance exercise and short-term detraining. *Growth Hormon and IGF Research, 11,* 75-83.

Kraemer, W. J., Adams, K., Cafarelli, E., Dudley, G. A., Dooly, C., Feigenbaum, M. S. Fleck, S. J., Franklin, B., Fry, A.C., Hoffman, J.R., Newton, R. U., Potteiger, J., Stone, M.H., Ratamess, N.A. & Triplett-McBride, T. (2002a). Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 34,* 364-380.

Kraemer, W. J., Fleck, S. J. & Deschenes, M. R. (1988). A review: Factors in exercise prescription of resistance training. *National Strength and Conditioning Assocation Journal, 10,* 36-41.

Kraemer, W. J., Fleck, S. J., Maresh, C. M., Ratamess, N. A., Gordon, S. E., Goetz, K. L., Harman, E. A., Frykman, P. N., Volek, J. S., Mazzetti, S. A., Fry, A. C., Marchitelli, L. J. & Patton, J. F. (1999). Acute hormonal responses to a single bout of heavy resistance exercise in trained power lifters and untrained men. *Canadian Journal of Applied Physiology, 24,* 524-537.

Kraemer, W. J., Gordon, S. E., Fleck, S. J., Marchitelli, L. J., Mello, R., Dziados, J. E., Friedl, K., Harman, E., Maresh, C. & Fry, A. C. (1991). Endogenous anabolic hormonal and growth factor responses to heavy reistance exercise in males and females. *International Journal of Sports Medicine, 12,* 228-235.

Kraemer, W. J., Marchitelli, L., Gordon, S. E., Harman, E., Dziados, J. E., Mello, R., Frykman, P., McCurry, D. & Fleck, S. J. (1990). Hormonal and growth factor responses to heavy resistance exercise protocols. *Journal of Applied Physiology, 69,* 1442-1450.

Kraemer, W. J. & Ratamess, N. A. (2003). Endocrine responses and adaptations to strength and power training. In P. V. Komi (Hrsg.), *Strength and power in sport* (S. 361-386). Oxford: Blackwell.

Kraemer, W. J., Ratamess, N. A. & French, D. N. (2002b). Resistance training for health and performance. *Current Sports Medicine Reports, 1,* 165-171.

Kraemer, W. J., Ratamess, N. A., Fry, A. C. & French, D. N. (2006). Strength training: development and evaluation of methodology. In P. J. Maud & C. Foster (Hrsg.), *Physiological assessment of human fitness* (2. Auflage, S. 119-149). Champaign, IL: Human Kinetics.

Kramer, J. (1987). Effect of electrical stimulation current frequencies on isometric knee extension torque. *Physical Therapy, 67,* 31-38.

Kramer, J., Lindsay, D., Magee, D., Mendryk, S. & Wall, T. (1984). Comparison of voluntary and electrical stimulation contraction torques. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 5,* 234-331.

Kreuzer, S., Kleinoeder, H. & Mester, J. (2006). Effects of whole body electro stimulation training and traditional strength training on various strength and blood parameter in juvenile elite water polo players. In H. Hoppeler, T. Reilly, E. Tsolakidis, L. Gfeller & S. Klossner (Hrsg.), *Book of abstracts of the 11th annual congress of the European College of Sport Science* (11. Auflage, S. 264). Cologne: Sportverlag Buch & Strauss.

Kroll, W. (1962). Reliability of a selected measure of human strength. *Research Quarterly for Exercise and Sport, 33,* 410-417.

Kulig, K., Andrews, J. G. & Hay, J. G. (1984). Human strength curve. *Exercise and Sport Sciences Reviews, 12,* 417-466.

Künnenmeyer, J. & Schmidtbleicher, D. (1997). Entwicklung der Gelenkbeweglichkeit durch die rhythmische neuromuskuläre Stimulation (RNS). *Sportverletzung - Sportschaden, 11,* 108.

Kuppardt, H., Appelt, K., Bartonietz, H., Böhme, H., Buhl, H., Kanzler, I., Kleibert, G., Paerisch, M. & Pieper S. (2002). Untersuchungen zur muskulären Belastungswirkung der elektrischen Stimulation (kurz- und längerfristige Effekte) - Voraussetzung für einen optimalen therapeutischen Einsatz. *Zeitschrift für Elektrostimulation und Elektrotherapie, 4,* 20-24.

Lai, H. S., De Domenico, G. & Straus, G. R. (1988). The effect of different electro-motor stimulation training intensities on strength improvement. *The Australian Journal of Physiotherapy, 34,* 151-164.

Lake, D. A. (1992). Neuromuscular electrical stimulation. An overview and its application in the treatment of sports injuries. *Sports Medicine, 13,* 320-336.

Lander, J. E., Simonton, R. L. & Giacobbe, J. K. F. (1990). The effectiveness of weight-belts during the squat exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 22,* 117-126.

Larson, G. D. & Potteiger, J. A. (1997). A comparison of three different intervals between multiple squat bouts. *Journal of Strength & Conditioning Research, 11,* 115-118.

Leong, B., Kamen, G., Patten, C. & Burke, J. R. (1999). Maximal motor unit discharge rates in the quadriceps muscles of older weight lifters. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 31,* 1638-1644.

Leveritt, M. & Abernethy, P. J. (1999). Effects of carbohydrate restriction on strength performance. *Journal of Strength & Conditioning Research, 13,* 52-57.

Liphardt, A. M. (2008). *The Potential of Whole Body Vibration Training during 14-Days of 6°-Head Down Tilt Bed Rest to Counteract Effects on Muscle Performance, Balance and Articular Cartilage.* Dissertation. Deutsche Sporthochschule Köln.

Lippold, O. C. J., Redfearn, J. W. T. & Vuco, J. (1957). The rhythmical activity of groups of motor units in the voluntary contraction of muscles. *Physiological Reviews, 137,* 487.

Logan, P., Fornasiero, D., Abernethy, P. J. & Lynch, K. (2000). Protocols for the assessment of isoinertial strength. In C. J. Gore (Hrsg.), *Physiological tests for elite athletes* (S. 200-221). Champaign, IL: Human Kinetics.

Lohmann, E. B., Petrofsky, J. S., Maloney-Hinds, C., Betts-Schwab, H. & Thorpe, D. (2007). The effect of whole body vibration on lower extremity skin blood flow in normal subjects. *Medical Science Monitor, 13,* 71-76.

Luo, J., McNamara, B. & Moran, K. (2005). The use of vibration training to enhance muscle strength and power. *Sports Medicine, 35,* 23-41.

Lyttle, A. D., Wilson, G. J. & Ostrowski, K. J. (1996). Enhancing performance: Maximal power versus combined weights and plyometrics training. *Journal of Strength & Conditioning Research, 10,* 173-179.

MacDougal, J. D. (2003). Hypertrophy and Hyperplasia. In P. V. Komi (Hrsg.), *Strength and power in sport* (S. 252-264). Oxford: Blackwell.

Maffiuletti, N. A., Cometti, G., Amiridis, I. G., Martin, A., Pousson, M. & Chatard, J. C. (2000). The effects of electromyostimulation training and basketball practice on muscle strength and jumping ability. *International Journal of Sports Medicine, 21,* 437-443.

Maffiuletti, N. A., Dugnani, S., Folz, M., Di Pierno, E. & Mauro, F. (2002a). Effect of combined electrostimulation and plyometric training on vertical jump height. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 34,* 1638-1644.

Maffiuletti, N. A., Pensini, M. & Martin, A. (2002b). Activation of human plantar flexor muscles increases after electromyostimulation training. *Journal of Applied Physiology, 92,* 1383-1392.

Maffiuletti, N. A., Pensini, M., Scaglioni, G., Ferri, A., Ballay, Y. & Martin, A. (2003). Effect of electromyostimulation training on soleus and gastrocnemii H- and T-reflex properties. *European Journal of Applied Physiology, 90,* 601-607.

Maffiuletti, N. A., Zory, R., Miotti, D., Pellegrino, M. A., Jubeau, M. & Bottinelli, R. (2006). Neuromuscular adaptations to electrostimulation resistance training. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 85,* 167-175.

Magnusson, S. P., Simonsen, E. B., Aagaard, P., Sorensen, H. & Kjaer, M. (1996). A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *Journal of Physiology, 497,* 291-298.

Malatesta, D., Cattaneo, F., Dugnani, S. & Maffiuletti, N. A. (2003). Effects of electromyostimulation training and volleyball practice on jumping ability. *Journal of Strength & Conditioning Research, 17,* 573-579.

Mansfield, N. J., Holmlund, P., Lundström, R., Lenzuni, P. & Nataletti, P. (2006). Effects of vibration magnitude, vibration spectrum and muscle tension on apparent mass and cross axis transfer functions during whole-body vibration exposure. *Journal of Biomechanics, 39,* 3062-3070.

Marsden, C. D., Meadows, J. C. & Hodgson, H. J. F. (1969). Observation on the reflex response to muscle vibration in man and its voluntary control. *Brain, 92,* 829-846.

Martin, B. J. & Park, H. S. (1997). Analysis of the tonic vibration reflex: Influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue. *European Journal of Applied Physiology, 75,* 504-511.

Martin, L., Cometti, G., Pousson, M. & Morlon, B. (1994). The influence of electrostimulation on mechanical and morphological characteristics of the triceps surae. *Journal of Sports Sciences, 12,* 377-381.

Massey, B. H., Nelson, R. C., Sharkey, B. C. & Comden, T. (1965). Effects of high frequency electrical stimulation on the size and strength of skeletal muscle. *The American Journal of Sports Medicine, 11,* 136-145.

Matsuse, H., Shiba, N., Umezu, Y., Nago, T., Tagawa, Y., Kakuma, T., Nagata, K. & Basford, J.R. (2006). Muscle training by means of combined electrical stimulation and volitional contraction. *Aviation, Space, and Environmental Medicine, 77,* 581-585.

Maud, P. J. & Kerr, K. M. (2006). Static techniques for the evaluation of joint range of motion and muscle length. In P. J. Maud & C. Foster (Hrsg.), *Physiological assessment of human fitness* (2. Auflage, S. 227-252). Champaign, IL: Human Kinetics.

Mayhew, T. P., Rothstein, J. M., Finucane, S. D. & Lamb, R. L. (1995). Muscular adaptation to concentric and eccentric exercise at equal power levels. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 27,* 868-873.

McBride, J. M., Triplett-McBride, T., Davie, D. & Newton, R. U. (2002). The effect of heavy- vs. light-load jump squats on the development of strength, power, and speed. *Journal of Strength & Conditioning Research, 16,* 75-82.

McCall, G. E., Byrnes, W. C., Fleck, S. J., Dickinson, A. & Kraemer, W. J. (1999). Acute and chronic hormonal responses to resistance training designed to promote muscle hypertrophy. *Canadian Journal of Applied Physiology, 24,* 96-107.

Meese, G. B., Schiefer, R. E., Kustner, P., Kok, R. & Lewis, M. I. (1986). Subjective comfort vote and air temperature as predictors of performance in factory workers. *Journal of Applied Physiology, 55,* 195-197.

Meinel, K. & Schnabel, G. (2004). *Bewegungslehre Sportmotorik - Abriss einer Theorie der sportlichen Motorik unter pädagogischem Aspekt* (10. Auflage). München: Südwest Verlag.

Mester, J. & MacIntosh, B. R. (2000). Load during physical activity summary. In B.M.Nigg, B. R. MacIntosh & J. Mester (Hrsg.), *Biomechanics and biology of movement.* (S. 351-353). Champaign, IL: Human Kinetics.

Mester, J., Hartmann, U., Seifriz, F., Schwarzer, J. & Spitzenpfeil, P. (2001). Biological response to vibration load. In E. Müller, H. Schwameder, C. Raschner, S. Lindinger & E. Kornexl (Hrsg.), *Science and skiing II*. Hamburg: Verlag Dr. Kovac.

Mester, J., Kleinöder, H. & Yue, Z. (2006). Vibration training: benefits and risks. *Journal of Biomechanics, 39,* 1056-1065.

Mester, J., Spitzenfeil, P. & Yue, Z. (2003). Vibration loads: Potential for strength and power development. In P. V. Komi (Hrsg.), *Strength and power in sport*. Boston: Blackwell.

Mester, J., Spitzenpfeil, P., Schwarzer, J. & Seifriz, F. (1999). Biological reaction to vibration-implications for sport. *Journal of Science and Medicine in Sport, 2,* 211-226.

Mileva, K. N., Naleem, A. A., Biswas, S. K., Marwood, S. & Bowtell, J. L. (2006). Acute effects of a vibration-like stimulus during knee extension exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 38,* 1317-1328.

Miller, R., Mirka, A. & Maxfield, M. (1981). Rate of tension development in isometric contractions of a human hand. *Experimental Neurology, 73,* 267-285.

Mirkov, D. M., Nedeljkovic, A., Milanovic, S. & Jaric, S. (2004). Muscle strength testing: evaluation of tests of explosive force production. *European Journal of Applied Physiology, 91,* 147-154.

Morrow, J. R. & Jackson, A. W. (1993). How "significant" is your reliability? *Research Quarterly for Exercise and Sport, 64,* 352-355.

Morrow, J. R., Jackson, A. W., Disch, J. G. & Mood, D. P. (2005). *Measurement and evaluation in human performance*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Moss, B. M., Refsnes P.E., Abildgaard A., Nicolaysen K. & Jensen J. (1997). Effects of maximal effort strength training with different loads on dynamic strength, cross-sectional area, load-power and load-velocity relationships. *European Journal of Applied Physiology, 75,* 193-199.

Müller, K. & Schmidtbleicher, D. (1987). Innervation pattern of isometric and concentric contractions of human triceps brachii during elbow extensions. In B. Jonsson (Hrsg.), *Biomechanics X-A.* Champaign, IL: Human Kinetics.

Müller, E., Löberbauer, E. & Kruk, M. (2003). Elektrostimulation und Whole Body Vibration: Zwei erfolgreiche Krafttrainingsmethoden? *Leistungssport, 33,* 4-10.

Murphy, A. J., Wilson, G. J., Pryor, J. F. & Newton, R. U. (1995). Isometric assessment of muscular function: The effect of joint angle. *Journal of Applied Biomechanics, 11,* 205-215.

Murray, M. P., Baldwin, J. M., Gardner, G. M., Sepic, S. B. & Downs, W. J. (1977). Maximum isometric knee flexor and extensor muscle contractions: Normal patterns of torque versus time. *Physical Therapy, 57,* 637-643.

Nazarov, V. & Spivak, G. (1985). Development of athlete's strength abilities by means of biomechanical stimulation method. *Theory and Practice of Physical Culture (Moscow), 12,* 445-450.

Nevill, A. M. & Atkinson, G. (1997). Assessing agreement between measurements recorded on a ratio scale in sports medicine and sports science. *British Journal of Sports Medicine, 31,* 314-318.

Newton, R. U., Kraemer, W. J., Häkkinnen, K., Humphries, B. J. & Murphy, A. J. (1996). Kinematics, kinetics and muscle activation during explosive upper body movements. *Journal of Applied Biomechanics, 12,* 31-43.

Newton, R. U., Murphy, A. J., Humphries, B. J., Wilson, G., Kraemer, W. J. & Häkinnen, K. (1997). Influence of load and stretch shortening cycle on the kinematics, kinetics and muscle activation that occurs during explosive upper-body movements. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 75,* 333-342.

Nobbs, L. A. & Rhodes, E. C. (1986). The effect of electrical stimulation and isokinetic exercise on muscular power of the quadriceps femoris. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 8,* 260-268.

Nordlund, M. M. & Thorstensson, A. (2007). Strength training effects of whole-body vibration? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 17,* 12-17.

Nosaka, K. & Newton, M. (2002). Difference in the magnitude of muscle damage between maximal and submaximal eccentric loading. *Journal of Strength & Conditioning Research, 16,* 202-208.

Nowak, S. (2008). *Vergleich der Auswirkungen eines Vibrations-, eines traditionellen und eines kombinierten Krafttrainings auf statische und dynamische Kraftparameter.* Diplomarbeit. Deutsche Sporthochschule Köln.

O'Hagan, F. T., Sale, D. G., MacDougal, J. D., Ducan, J. & Garner, S. R. (1995). Comparative effectiveness of accommodating and weight resistance training modes. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 27,* 1210-1219.

Owen, G. J. (2004). *The influence of whole body vibration on knee extensor stiffness and functional performance.* University of Technology, Auckland, New Zealand.

Owens, J. & Malone, T. (1983). Treatment parameters of high frequency electrical stimulation as established on the Electro-Stim 180. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 4,* 162-168.

Paillard, T. (2008). Combined application of neuromuscular electrical stimulation and voluntary muscular contractions. *Sports Medicine, 38,* 161-177.

Paillard, T., Noe, F. & Edeline, O. (2005). Neuromuscular effects of superimposed and combined transcutaneous electrical stimulation with voluntary activity: A review. Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 48,* 126-137.

Paradisis, G. & Zacharogiannis, E. (2007). Effects of whole-body vibration training on sprint running kinematics and explosive strength performance. *Journal of Sports Science and Medicine, 6,* 44-49.

Parcell, A. C., Sawyer, R. D., Tricoli, V. A. & Chinevere, T. D. (2002). Minimum rest period for strength recovery during common isokinetic testing protocol. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 34,* 1018-1022.

Park, H. S. & Martin, B. J. (1993). Contribution of the tonic vibration reflex to muscle stress and muscle fatigue. *Scandinavian Journal of Work, Environment and Health, 19,* 35-42.

Parker, M. G., Bennett, M., Hieb, M. A., Hollar, A. C. & Roe, A. A. (2003). Strength response in human quadriceps femoris muscle during 2 neuromuscular electrical stimulation programs. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 33,* 719-726.

Patten, C., Kamen, G. & Rowland, D. M. (2001). Adaptations in maximal motor unit discharge rate to strength training in young and older adults. *Muscle Nerve, 24,* 542-550.

Paulus, D. C., Reiser, R. F. & Troxell, W. O. (2008). Peak lifting velocities of men and women for the reduced inertia squat exercise using force control. *European Journal of Applied Physiology, 102,* 299-305.

Payne, R. W. (1989). Reliability theory and clinical psychology. *Journal of Clinical Psychology, 45,* 351-352.

Pereira, M. I. R. & Gomes, P. S. C. (2003). Movement velocity in resistance training. *Sports Medicine, 33,* 427-438.

Perrin, D. H. (1993). *Isokinetic exercise and assessment*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Person, R. & Kozhina, G. (1992). Tonic vibration reflex of human limb muscles: Discharge pattern of motor units. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 2,* 1-9.

Pichon, F., Chatard, J. C., Martin, A. & Cometti, G. (1995). Electrical stimulation and swimming performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 27,* 1671-1676.

Platen, P., Mank, D., Bartmus, U., Hawener, I., Hartmann, U., Niessen, M., Marzin, T., Mester, J., Behringer, M. & vom Heede, A. (2010). *BISp-Handreichung Krafttraining im Nachwuchsleistungssport*. Bonn: Bundesinstitut für Sportwissenschaft.

Ploutz-Snyder, L. L. & Giamis, E. L. (2001). Orientation and familiarization to 1RM strength testing in old and young women. *Journal of Strength & Conditioning Research, 15,* 523.

Portmann, M. & Montpetit, R. (1991). Effects of training by static and dynamic electrical stimulation on the muscular contraction. *Science & Sports, 6,* 193-203.

Poumarat, G., Squire, P. & Lawani, M. (1992). Effect of electrical stimulation superimposed with isokinetic contractions. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, 32,* 227-233.

Pryor, J. F., Wilson, G. J. & Murphy, A. J. (1994). The effectiveness of eccentric, concentric and isometric rate of force development tests. *Journal of Human Movement Studies, 27,* 153-172.

Rack, P. M. H. (1966). The behavior of mammalian muscle during sinusoidal stretching. *Journal of Physics, 183,* 1-14.

Rahmani, A., Viale, F., Dalleau, G. & Lacour, J. R. (2001). Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. *European Journal of Applied Physiology, 84,* 227-232.

Ramsay, J. A., Blimkie, C. J. R., Smith, K., Garner, S., MacDougall, J. D. & Sale, D. G. (1990). Strength training effects in prepubescent boys. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 22,* 605-614.

Rehn, B., Lidstrom, J., Skoglund, J. & Lindstrom, B. (2007). Effects on leg muscular performance from whole-body vibration exercise: A systematic review. S*candinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 17,* 2-11.

Reinking, M. F., Bockrath-Pugliese, K., Worrell, T., Kegerreis, R. L., Miller-Sayers, K. & Farr, J. (1996). Assessment of quadriceps muscle performance by hand-held, isometric, and isokinetic dynamometry in patients with knee dysfunction. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 24,* 154-159.

Rhea, M. R., Alvar, B. A., Burkett, L. N. & Ball, S. D. (2003). A meta-analysis to determine the dose response for strength development. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 35,* 456-464.

Ribot-Ciscar, E., Rossi-Durand, C. & Roll, J. P. (1998). Muscle spindle activity following muscle tendon vibration in man. *Neuroscience Letters, 258,* 147-150.

Rich, N. C. (1992). Strength training via high frequency electrical stimulation. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, 32,* 19-25.

Rittweger, J., Beller, G. & Felsenberg, D. (2000). Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man. *Clinical Physiology and Functional Imaging, 20,* 134-142.

Ronnestad, B. R. (2004). Comparing the performance-enhancing effects of squats in vibration platform with conventional squats in recreationally resistance-trained men. *Journal of Strength & Conditioning Research, 18,* 839-845.

Rothstein, J. M. (1985). *Measurement in physical therapy.* Edingburgh: Churchill Livingstone.

Rubin, C., Turner, A. S., Mallinckrodt, C., Jerome, C., McLeod, K. & Bain, S. (2002). Mechanical strain, induced noninvasively in the high-frequency domain, is anabolic to cancellous bone, but not cortical bone. *Bone,* 30, 445-452.

Runge, M., Rehfeld, G. & Resnicek, E. (2000). Balance training and exercise in geriatric patients. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions, 1,* 54-58.

Safran, M. R., Garrett, W. E., Seaber, A. V., Glisson, R. R. & Ribbeck, B. M. (1988). The role of warm-up in muscular injury prevention. *American Journal of Sports Medicine, 16,* 123-129.

Safrit, M. J. & Wood, T. M. (1995). *Introduction to measurement in physical education and exercise science* (3. Auflage). St. Louis, M: Mosby.

Sale, D. G. (1988). Neural adaptation to resistance training. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 20,* 135-145.

Sale, D. G. (1991). Testing strength and power. In J. D. MacDougal, H. A. Wenger & H. J. Green (Hrsg.), *Physiological testing of the high performance athlete* (2. Auflage, S. 21-106). Champaign, IL: Human Kinetics.

Sale, D. G. (2003). Neural adaptation to strength training. In P. V. Komi (Hrsg.), *Strength and power in sport* (S. 281-314). Oxford: Blackwell.

Sale, D. G., Fleck, S. J. & Kraemer, W. J. (1988). Testing strength and power. In J. D. MacDougal, H. A. Wenger & H. J. Green (Hrsg.), *Physiological testing of the elite athlete* (2. Auflage, S. 21-106). Ithaca, NJ: Movement.

Scaglioni, G., Ferri, A., Minetti, A. E., Martin, A., Van Hoecke, J., Capodaglio, P. et al. (2002). Plantar flexor activation capacity and H reflex in older adults: adaptations to strength training. *Journal of Apllied Physiology, 92,* 2292-2302.

Scheibe, W. & Schwarzlose, H. (1983). Mechanische Schwingungen. In W. Rohmert & J. Rutenfranz (Hrsg.), *Praktische Arbeitspsychologie*. Stuttgart: Thieme.

Schlumberger, A., Ochs, C., Hänsel, F., & Schmidtbleicher, D. (1999). Effect of the instruction on parameters of the force-time curve in isometric strength measurements. In Proceedings of the 4th Annual Congress of the European College of Sports Science (S. 542). Rom.

Schlumberger, A. & Schmidtbleicher, D. (2000). Grundlagen der Kraftdiagnostik in Prävention und Rehabilitation. *Manuelle Medizin, 38,* 223-231.

Schmidtbleicher, D. (2003). Training in power events. In P. V. Komi (Hrsg.), *Strength and power in sport* (2. Auflage, S. 381-395). Oxford: Blackwell.

Schmidtbleicher, D. & Buehrle, M. (1987). Neuronal adaptation and increase of cross-sectional area studying different strength training methods. In B. Jonsson (Hrsg.), *Biomechanics X-B.* Champaign, IL: Human Kinetics.

Schmithüsen, J. (2008). *Vergleich der Auswirkungen eines Ganzkörper-Elektromyostimulationstrainings, eines traditionellen Krafttrainings und deren Kombination auf isometrische und dynamische Kraftparameter.* Diplomarbeit. Deutsche Sporthochschule Köln.

Schoffstall, J. E., Branch, J. D., Leutholtz, B. C. & Swain, D. E. (2001). Effects of dehydration and rehydration on the one-repetition maximum bench press of weight-trained males. *Journal of Strength & Conditioning Research, 15,* 102-108.

Selkowitz, D. M. (1985). Improvement in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation. *Physical Therapy, 65,* 186-196.

Sforzo, G. A. & Touey, P. R. (1996). Manipulating exercise order affects muscular performance during resistance exercise training. *Journal of Strength & Conditioning Research, 10,* 20-24.

Siegel, J. A., Camaione, D. N. & Manfredi, T. G. (1989). The effects of upper body resistance training on prepubescent children. *Pediatric Exercise Science, 1,* 145-154.

Siff, M. (2001). Biomechanical foundations of strength and power training. In V. Zatsiorsky (Hrsg.), *Biomechanics in Sport* (S. 103-139). London: Blackwell.

Sleivert, G. G. & Wegner, H. A. (1992). Reliability of measuring isometric and isokinetic peak torque, rate of torque development, integrated electromyography, and tibial nerve conduction velocity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 75,* 1315-1321.

Smilios, I., Pilianidis, T., Karamouzis, M. & Tokmakidis, S. P. (2003). Hormonal responses after various resistance exercise protocols. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 35,* 644-654.

Snyder-Mackler, L., Garrett, M. & Robertson, M. (1989). A comparison of torque-generating capabilities of three different electrical stimulation currents. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 11,* 297-301.

Solomonow, M., Baten, C., Smit, J., Baratta, R., Hermens, H., D'Ambrosia, R. et al. (1990). Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. *Journal of Apllied Physiology, 68,* 1177-1185.

Soo, C.-L., Currier, D. P. & Threlkeld, A. J. (1988). Augmentin voluntary torque of healthy muscle by optimization of electrical stimulation. *Physical Therapy, 68,* 333-337.

Spitzenpfeil, P. (2000). *Vibrationsbelastung im alpinen Skirennlauf: Analyse-Simulation-Training.* Dissertation, Deutsche Sporthochschule Köln.

St Pierre, D., Taylor, A. W., Lavoie, M., Sellers, W. & Kots, Y. M. (1986). Effects of 2500 Hz sinusoidal current on fibre area and strength of the quadriceps femoris. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, 26,* 60-66.

Stone, M., O'Bryant, H. S., McCoy, L., Coglianese, R., Lehmkuhl, M. & Schilling, B. (2003). Power and maximum strength relationships during performance of dynamic and static weighted jumps. *Journal of Strength & Conditioning Research, 17,* 140-147.

Stone, M., Plisk, S. S., Stone, M. E., Schilling, B. K., O'Bryant, H. S. & Pierce, K. C. (1998). Athletic performance development: Volume load -1 set vs. multiple sets, training velocity and training variation. *Journal of Strength & Conditioning Research, 20,* 22-31.

Stone, W. J. & Coulter, S. (1994). Strength/endurance effects from three resistance training protocols with women. *Journal of Strength & Conditioning Research, 8,* 231-234.

Strass, D. (1991). Force-time and electromyographical characteristics of arm shoulder muscles in explosive type force production in sprint swimmers. *Journal of Swimming Research, 7,* 19-27.

Strike, P. W. (1991). *Statistical methods in laboratory medicine.* Oxford: Butterworth-Heinemann.

Taaffe, D. R., Pruitt, L., Pyka, G., Guido, D. & Marcus, R. (1996). Comparative effects of high- and low-intensity resistance training on thigh muscle strength fiber area, and tissue composition in elderly women. *Clinical Physiology and Functional Imaging, 16,* 381-392.

Tan, B. (1999). Manipulating resistance training program variables to optimize maximum strength in men: A review. *Journal of Strength & Conditioning Research, 13,* 289-304.

Tarpenning, K. M., Wiswell, R. A., Hawkins, S. A. & Marcell, T. J. (2001). Influence of weight training exercise and modification of hormonal response on skeletal muscle growth. *Journal of Sports Science and Medicine, 4,* 431-464.

Thorstensson, A., Grimby, G. & Karlsson, J. (1976). Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *Journal of Applied Physiology, 40,* 12-16.

Thorstensson, A., Larsson, L., Tesch, P. & Karlsson, J. (1977). Muscle strength and fiber composition in athletes and sedentary men. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 9,* 30.

Tittel, K. (2003). *Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen*. (14. Auflage) München [u.a.]: Urban & Fischer.

Toigo, M. & Boutellier, U. (2006). New fundamental resistance exercise determinants of molecular and cellular muscle adaptations. *European Journal of Applied Physiology, 97,* 643-663.

Tornvall, G. (1963). Assessment of physical capabilities with special reference to the evaluation of maximal working capacity. *Acta Physiologica Scandinavica, 58,* 1-101.

Torvinen, S., Kannus, P., Sievanen, H., Jarvinen, T. A., Pasanen, M., Kontulainen, S., Jarvinen, T. L., Jarvinen, M., Oja, P. & Vuori, I. (2002). Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 34,* 1523-1528.

Tschopp, M. (2003). Manual Leistungsdiagnostik Kraft. Swiss Olympic Medical Centers. Magglingen. Zugriff am 14. Oktober 2010 unter www.swissolympic.ch/Portaldata/41/Resources/03_sport/verbaende/sportmedizin/downloads/leistungsdiagnostik/manual_leistungsdiagnostik_kraft,_1._teil_d.pdf

Van Cutsem, M., Duchateau, J. & Hainaut, K. (1998). Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *Journal of Physiology, 513 (1),* 295-305.

Van den Tillaar, R. (2006). Will whole-body vibration training help increase the range of motion of the harmstrings? *Journal of Strength & Conditioning Research, 20,* 192-196.

Van der Wall, H., McLaughlin, A., Bruce, W., Orth, F. A., Frater, C. J., Kannangara, S. & Murray, I. P. (1999). Scintigraphic patterns of injury in amateur weight lifters. *Clinica Nucleas Medicine, 24,* 915-920.

Vanderthommen, M., Depresseux, J. C., Dauchat, L., Degueldre, C., Croisier, J. L. & Crielaard, J. M. (2002). Blood flow variation in human muscle during electrically stimulated exercise bouts. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 83,* 936-941.

Venable, M. P., Collins, M. A., O`Bryant, H. S., Denegar, C. R., Sedivec, M. J. & Alon, G. (1991). Effect of supplemental electrical stimulation on the development of strength, vertical jump performance and power. *Journal of Applied Sport Science Research, 5,* 139-143.

Verschueren, S. M., Roelants, M., Delecluse, C., Swinnen, S., Vanderschueren, D. & Boonen, S. (2004). Effect of 6-month whole body vibration training on hip density, muscle strength, and postural control in postmenopausal women: A randomized controlled pilot study. *Journal of Bone and Mineral Research, 19,* 352-359.

Viitasalo, J. T. (1985a). Effects of training on force-velocity characteristics. In D. A. Winter, R. W. Norman, R. P. Wells, K. C. Hayes & A. E. Patla (Hrsg.), *Biomechanics IX-A* (S. 91-95). Champaign, IL: Human Kinetics.

Viitasalo, J. T. (1985b). Measurement of force-velocity characteristics for sportsmen in field conditions. In D. A. Winter, R. W. Norman, R. P. Wells, K. C. Hayes & A. E. Patla (Hrsg.), *Biomechanics IX-A* (S. 96-101). Champaign, IL: Human Kinetics.

Viitasalo, J. T., Häkkinen, K. & Komi, P. V. (1981). Isometric and dynamic force production and muscle fibre composition in man. *Journal of Human Movement Studies, 7,* 199-209.

Viitasalo, J. T. & Komi, P. V. (1981). Effects of fatigue on isometric- and relaxation-time characteristics in human muscle. *Acta Physiologica Scandinavica, 111,* 87-95.

Viitasalo, J. T., Saukkonen, S. & Komi, P. V. (1980). Reproducibility of measurements of selected neuromuscular performance variables in man. *Electromyography and Clinical Neurophysiology, 20,* 487-501.

Wackerhage, H. & Atherton, P. (2006). Adaptation to resistance training. In N.Spurway & H. Wackerhage (Hrsg.), *Genetics and molecular biology of muscle adaptation.* Churchill Livingstone.

Weber, R. (1997). Muskelstimulation durch Vibration. *Leistungssport, 27,* 53-56.

Weineck, J. (2007). *Optimales Training: Leistungsphysiologische Trainingslehre unter besonderer Berücksichtigung des Kinder- und Jugendtrainings* (15. Auflage). Balingen: Spitta Verlag.

Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the same Intraclass Correlation Coefficient and the SEM. *Journal of Strength & Conditioning Research, 19,* 231-240.

Weir, J. P., Wagner, L. L. & Housh, T. J. (1994). The effect of rest interval length on repeated maximal bench presses. *Journal of Strength & Conditioning Research, 8,* 58-60.

Westcott, W. L., Winett, R. A., Anderson, E. S., Wojcik, J. R., Loud, R. L. R., Cleggett, E. & Glover, S. (2001). Effects of regular and slow speed resistance training on muscle strength. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, 41,* 154-158.

Westing, S. H., Seger, J. Y. & Thostensson, A. (1990). Effects of electrical stimulation on eccentric and concentric torque-velocity relationships during knee extension in man. *Acta Physiologica Scandinavica, 140,* 17-22.

Wilcock, I. M., Whatman, C., Harris, N. & Keogh, J. W. L. (2009). Vibration Training: Could it enhance the strength, power, or speed of athlete? *Journal of Strength & Conditioning Research, 23,* 593-603.

Willoughby, D. & Simpson, S. (1996). The effects of combined electromyostimulation and dynamic muscular contractions on the strength of college basketball players. *Journal of Strength & Conditioning Research, 10,* 40-44.

Willoughby, D. & Simpson, S. (1998). Supplemental EMS and dynamic weight training: Effects on knee extensor strength and vertical jump of female college track & field athletes. *Journal of Strength & Conditioning Research, 12,* 131-137.

Wilson, G.J., Newton, R.U., Murphy, A.J. & Humphries, B.J. (1993). The optimal training load for the development of dynamic athletic performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 25,* 1279-1286.

Wilson, G. (1994). Strength and power assessment. In J. Bloomfield, T. R. Ackland & B. C. Elliott (Hrsg.), *Applied Anatomy and Biomechanics in Sport*. Melbourne: Blackwell.

Wilson, G. J. & Murphy, A. J. (1995). The efficacy of isokinetic, isometric and vertical jump test in exercise science. *Australian Journal of Medical Science, 27,* 62-66.

Wilson, G. J. & Murphy, A. J. (1996a). Strength diagnosis: The use of test data to determine specific strength training. *Journal of Sports Sciences, 14,* 173.

Wilson, G. J. & Murphy, A. J. (1996b). The use of isometric tests of muscular function in athletic assessment. *Sports Medicine, 22,* 19-37.

Wilson, G. J., Murphy, A. J. & Pryor, J. F. (1994). Musculotendinous stiffness: Its relationship to eccentric, isometric, and concentric performance. *Journal of Applied Physiology, 76,* 2714-2719.

Wilson, G. J., Murphy, A. J. & Walshe, A. (1996). The specific of strength training: The effect of posture. *European Journal of Applied Physiology, 73,* 346-352.

Wolf, S. L., Ariel, G. B., Saar, D., Penny, M. A. & Railey, P. (1986). The effect of muscle stimulation during resistive training on performance parameters. *American Journal of Sports Medicine, 14,* 18-23.

Wrigley, T. & Strauss, G. (2000). Strength assessment by isokinetic dynamometry. In C. J. Gore (Hrsg.), *Physiological tests for elite athletes* (S. 155-199). Champaign, IL: Human Kinetics.

Yue, Z., Kleinöder, H., De Marées, M., Speicher, U., Wahl, P. & Mester, J. (2007). On the cardiovascular effects of whole-body vibration - Part II. Lateral effects: Statistical analysis. *Studies in Applied Mathematics, 119,* 111-125.

Yue, Z. & Mester, J. (2002). A model analysis of internal loads, energetics, and effects of wobbling mass during the whole-body vibration. *Journal of Biomechanics, 35,* 639-647.

Yue, Z. & Mester, J. (2004). A modal analysis of resonance during the whole-body vibration. *Studies in Applied Mathematics, 112,* 293-314.

Zatsiorsky, V. M. (1995). *Science and practice of strength training.* Champaign, IL: Human Kinetics.

Zech, A., Witte, K. & Pfeifer, K. (2008). Reliability and performance-dependent variations of muscle function variables during isometric knee extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 18,* 262-269.

Zeh, J., Hansson, T., Bigas, S., Spengker, D., Battie, M. & Wortley, M. (1986). Isometric strength testing. Recommendations based on a statistical analysis of the procedure. *Spine, 11,* 43-46.

Zehr, P. E. & Sale, D. G. (1994). Ballistic movement: Muscle activation and neuromuscular adaptation. *Canadian Journal of Applied Physiology, 19,* 363-378.

Zink, A. J., Perry, A. C., Robertson, B. L., Roach, K. E. & Signorile, J. F. (2006). Peak power, ground reaction forces, and velocity during the squat exercise performed at different load. *Journal of Strength & Conditioning Research, 20,* 658-664.

Lebenslauf

Ulrike Dörmann

Diplom-Sportwissenschaftlerin

B. A. soz. Verhaltenswissenschaft

22.02.79 in Aachen

verheiratet (geb. Speicher)

Prof. Dr. Rudolf Speicher †

Ingrid Speicher

Tätigkeiten

08/2009 -	Wiss. Mitarbeiterin - Deutsche Sporthochschule Köln Institut für Trainingswissenschaft und Sportinformatik - Abteilung Kraftdiagnostik und Bewegungsforschung - Das Deutsche Forschungszentrum für Leistungssport Köln
11/2005 - 7/2009	Wiss. Hilfskraft - Deutsche Sporthochschule Köln
10/2008 -	Lehrtätigkeit „Methodenkompetenz“ Deutsche Sporthochschule Köln
03/2008 -	Lehrtätigkeit der Uni. Weiterbildung „Personal Trainer“ Deutsche Sporthochschule Köln
2006	Lehrtätigkeit der Uni. Weiterbildung „Trainerin für peripartale Gymnastik und Sport“
2005 -	Lehrtätigkeiten an der Trainerakademie Köln des Deutschen Sportbundes e.V.

Studium/Weiterbildung

2009-2010	Weiterbildung zum NLP-Practitioner, DVNLP
WS 05/06 -	Promotion - Sportwissenschaft Deutsche Sporthochschule Köln „Isometrische und isoinertiale Parameter in der Kraftdiagnostik: Reliabilitätsprüfung und Evaluation von Effekten mechanischer und elektrischer Krafttrainingsreize“
WS 02/03 - SS 08	Bachelor of Arts - Soziale Verhaltenswiss. und Erziehungswiss. FernUniversität Hagen „Burnout im Leistungssport - Situative Bedingungen und personale Merkmale als Prädikatoren von Burnout bei Handballerinnen“
WS 05/06	Verleihung der August-Bier-Plakette Deutsche Sporthochschule Köln
WS 98/99- WS 05/06	Diplom - Sportwissenschaft Studienschwerpunkt I Training und Leistung Deutsche Sporthochschule Köln „Analyse der kognitiven Handlungsschnelligkeit von Handballtorhüterinnen als Basis für eine effektive Trainingssteuerung“

Veröffentlichungen

2010 Filipovic, A., Kleinöder, H., Dörmann, U. & Mester, J. (accepted). Electromyostimulation – A Systematic Review of the Effects of Different EMS Methods on Selected Strength Parameters in Trained and Elite Athletes. *Journal of Strength & Conditioning Research*.

Filipovic, A., Kleinöder, H., Dörmann, U. & Mester, J. (accepted). Electromyostimulation – A systematic Review of the Influence of Training Regimens and Stimulation Parameters on Effectiveness in EMS Training of Selected Strength Parameters. *Journal of Strength & Conditioning Research*.

Kleinöder, H., Wirtz, N., de Marées, M., Achtzehn, S., Dörmann, U., Nowak, S. & Mester, J. (in Druck). Spezifizierung der Belastungsparameter und Trainingssteuerung beim Ganzkörper-Elektrostimulations-training. In: *BISp-Jahrbuch 2009/10*. Bonn: Bundesinstitut für Sportwissenschaft.

Dörmann, U. & Mester, J. (2010). Talenttests in Rückschlagspielen im Vergleich. In: Freiwald, J., Pieper, S. & Golle, J. (Hrsg.), *Sport ist Spitze - Talentsu-*

che und Talentförderung in NRW (Bd. 24, S. 91-94). Aachen: Meyer & Meyer Verlag.

Speicher, U., Nowak, S., Schmithüsen, J., Kleinöder, H. & Mester, J. (2010). Kurz- und langfristige Trainingseffekte durch mechanische und elektrische Stimulation auf kraftdiagnostische Parameter. In: Fischer, J. (Hrsg.), *BISp-Jahrbuch 2008/09* (S. 103-115). Bonn: Bundesinstitut für Sportwissenschaft.

Nowak, S., Dörmann, U., Kleinöder, H. & Mester, J. (2010). Isometric strength analysis of elite sprinters. In: Korkusuz, F., Ertan, H. & Tsolakidis, E. (Hrsg.), *Book of Abstracts of the 15th Annual Congress of the European College of Sport Science* (15. Auflage, S. 615). Antalya: Asterya Congress.

2009 Speicher, U. & Kleinöder, H. (2009). Moderne Trainingsregulation zur Effektivitätsprüfung aktueller Krafttrainings-verfahren. *f.i.t. - Forschung. Innovation. Technologie. - Das Wissenschaftsmagazin der Deutschen Sporthochschule Köln*, 14, 20-23.

Speicher, U., Kleinöder, H., Klein, G., Schack, T. & Mester, J. (2009). Eine Analyse der kognitiven Handlungsschnelligkeit von Handballtorhüterinnen als Basis für eine effektive Trainingssteuerung. In: Engelmeyer, E. & Mester, J. (Hrsg.), *Schriftenreihe des Deutschen Forschungszentrums für Leistungssport Köln* (Bd. 1, S. 50). Köln: Momentum.

Speicher, U., Nowak, S., Wortmann, L., Kleinöder, H. & Mester, J. (2009). Wasserball: Kraftdiagnostik und Elektrostimulation. In: Engelmeyer, E. & Mester, J. (Hrsg.), *Schriftenreihe des Deutschen Forschungszentrums für Leistungssport Köln* (Bd. 1, S. 68). Köln: Momentum.

Nowak, S., Speicher, U., Wortmann, L., Wirtz, N., Kleinöder, H. & Mester, J. (2009). Bob/Rodel/Skeleton: Antritts- und Sprintschnelligkeit. In: Engelmeyer, E. & Mester, J. (Hrsg.), *Schriftenreihe des Deutschen Forschungszentrums für Leistungssport Köln* (Bd. 1, S. 58). Köln: Momentum.

Nowak, S., Speicher, U., Wortmann, L., Wirtz, N., Kleinöder, H. & Mester, J. (2009). Tennis: Talentsichtung. In: Engelmeyer, E. & Mester, J. (Hrsg.), *Schriftenreihe des Deutschen Forschungszentrums für Leistungssport Köln* (Bd. 1, S. 58). Köln: Momentum.

Nowak, S., Speicher, U., Schmithüsen, J., Kleinöder, H. & Mester, J. (2009). Vergleich der Auswirkungen moderner Krafttrainingsmethoden auf Schnell-, Maximal- und Reaktivkraftfähigkeiten. In: Naul, R. & Wick, U. (Hrsg.), *20 Jahre*

dvs-Kommission Fußball - Herausforderung für den Fußballsport in Schule und Sportverein (Bd. 193, S. 35-44). Hamburg: Czwalina.

2007 Speicher, U., Schmithüsen, J., Nowak, S., Ruppert, T., Kleinöder, H. & Mester, J. (2007). The short- and long-term effects of mechanical and electrical stimulation on current strength-diagnostic parameters. In: Komi, P. V., Komulainen, J. & Avela, J. (Hrsg.), *Book of Abstracts of the 12th Annual Congress of the European College of Sport Science* (12. Auflage, S. 87). Jyväskylä: Otavan Kirjapaino Oy.

Yue, Z., Kleinöder, H., de Marées, M., Speicher, U., Wahl, P. & Mester, J. (2007). On the cardiovascular effects of whole-body vibration - Part II. Lateral effects: Statistical analysis. *Studies in Applied Mathematics*, 119, 111-125.

2006 Speicher, U., Kleinöder, H., Klein, G., Schack, T. & Mester, J. (2006). Eine Analyse der kognitiven Handlungsschnelligkeit von Handballtorhüterinnen als Basis für eine effektive Trainingssteuerung. *Leistungssport*, 36, 11-15.

Speicher, U., Kleinöder, H., Klein, G., Schack, T. & Mester, J. (2006). Analysis of cognitive action velocity of female handball goalkeepers as a basis for effective training improvement. In: H. Hoppeler, T. Reilly, E. Tsolakidis, L. Gfeller & S. Klossner (Hrsg.), *Book of Abstracts of the 11th Annual Congress of the European College of Sport Science* (11. Auflage, S. 88). Köln: Sportverlag Buch & Strauss.

Schulbildung

1989 - 1998	Gymnasium Moltkestraße in Gummersbach
1985 - 1989	Grundschule Derschlag

Leistungssport

2003 - 2005	TuS Weibern (1. Handball Bundesliga)
2002	Erwerb der Trainer B-Lizenz des Deutschen Handball Bundes
1999 - 2003	TuS Weibern (2. Handball Bundesliga)
1998 - 1999	1. FC Köln (2. Handball Bundesliga)
1995 - 1997	VFL Gummersbach (Handball Regionalliga)
1990 - 1995	Förderung in Jugendauswahlen

Köln, 16. November 2010

Abstract (Deutsch)

Ziel dieser Arbeit war, Trainingseffekte auf umfassend definierte Trainingsreize verschiedener Krafttrainingsmethoden systematisch durch reliabilitätsgeprüfte Parameter zu evaluieren.

Es sollte der Kernforderung in der bestehenden Debatte von Kraftinterventionen gefolgt werden, Einblicke in akute Effekte und chronische Anpassungen von Krafttraining zu verbessern. Hierfür sind Trainingsreize unterschiedlicher Trainingsmethoden detailliert zu beschreiben und mit Diagnostiken systematisch zu evaluieren, die auf Reliabilität und Validität geprüft worden sind. Kausale Verbindungen zwischen mechanischer und elektrischer Stimulation und strukturellen, kontraktilen und metabolischen Anpassungen sind bis heute für Kraftinterventionen ungeklärt. Insbesondere bestehen Mehrdeutigkeiten zur effektiven Steigerung der „peak power“, zum Einsatz kinetischer und kinematischer Stimuli im Mehrsatztraining sowie von Methoden wie „whole body electromyostimulation“ (WB-EMS) und „whole body vibration“ (WBV).

Dementsprechend wurden im empirischen Teil dieser Arbeit zunächst isometrische und isoinertiale Parameter der Kraftdiagnostik durch ein Test-Retest-Verfahren auf Reliabilität geprüft. Es bildete die Basis einer darauf folgenden Evaluationsstudie. Bei dieser sollten zuverlässige Trainingseffekte methodenspezifischen Trainingsreizen für acht Trainingsmethoden (Maximal-, Schnellkraft, Hypertrophie, Kraftausdauer, WB-EMS, WB-EMS/Hypertrophie, WBV, WBV/Hypertrophie) standarisiert durch Biofeedback zugeordnet werden. In beiden Studien nahmen insgesamt 95 krafttrainingserfahrene Sportstudenten teil, die muskelgruppenspezifisch an der Leg Extension und Leg Curl Maschine getestet wurden.

In der vierwöchigen Evaluation zeigten sich muskelgruppen-, aber insbesondere methodenspezifische Trainingseffekte. So bestätigte die Betrachtung der Parameter der maximalen Kraft und Leistung zunächst den in der Literatur beschriebenen breiten Verlauf von Trainingseffekten scheinbar unabhängig vom auslösenden Trainingsreiz. Eine differenzierte Analyse der umfassenden Reizbeschreibung (vgl. Toigo & Boutellier (2006)) durch detaillierte isometrische und isoinertiale Parameter erbrachte jedoch explizite Zuordnungen und Ableitungen für die Praxis. Die Ergebnisse der Test-Retest-Studie bildeten dabei wesentliche Kriterien zur Prüfung dieser Zuordnungen.

Abstract (English)

The aim of this thesis was to systematically evaluate training effects of comprehensively defined stimuli of different strength training methods by reliability proven parameters.

The requirement within the existing debates of strength interventions should be pursued to improve insight into acute exercise effects and chronic adaptations of resistance training. Therefore, training stimuli of different training methods are to be described in detail and evaluated systematically with diagnostics, which have been tested for reliability and validity. Causal connections between mechanical and electrical stimulations and structural, contractile and metabolic adaptations are still unclear for strength interventions. In particular, ambiguities exist about effective increases of "peak power" performance, about the use of kinematic and kinetic stimuli in multi-set training and about the use of training methods such as whole body electromyostimulation (WB-EMS) and whole body vibration (WBV).

Accordingly, isometric and isoinertial parameters of strength diagnostics were initially proven for reliability by a test-retest study in the empirical part of this thesis. It was the basis for the following evaluation study. Thereby, reliable training effects should be evaluated to method-specific training stimuli standardized by biofeedback for eight different training methods (maximal strength, speed strength, hypertrophy, strength endurance, WB-EMS, WB-EMS/hypertrophy, WBV, WBV/hypertrophy). A total of 95 strength experienced sport students took part in both studies. They were tested muscle group-specifically on the leg extension and leg curl machine.

Muscle group-specific, but especially method-specific adaptations were analyzed in the four-week long evaluation study. According to the parameters maximal strength and power, the wide range of training effects appearing independently of the trigger of specific training stimuli as described in literature had to be initially confirmed. However, a differentiated analysis of the comprehensive description of training stimuli (cf. Toigo & Boutellier (2006)) by detailed isometric and isoinertial parameters revealed explicit classifications and derivations for the practice. Hereby, the results of the test-retest study provided major criteria to verify these assignments.